

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
Імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра БІОБЕЗПЕКИ І ЗДОРОВ'Я ЛЮДИНИ
(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»
УДК 615.84

«До захисту допущено»
Завідувач кафедри БЗЛ
_____ І.Ю. Худецький
(підпис)

“ _____ ” _____ 20__ р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

зі спеціальності 163 «Біомедична інженерія»
(код і назва спеціальності)

на тему: Дзеркальна 3D реконструкція втраченого кісткового фрагменту
кінцівки

Виконала студентка 6 курсу, групи БМ-72мп

Репало Анастасія Богданівна

(підпис)

Науковий керівник доц., к.т.н. Антонова-Рафі Ю.В.

(підпис)

Консультант к. ф.-м. н. Соломін А.В.

(підпис)

Рецензент доц, к.мед.н. Козяр В.В.

(підпис)

Нормоконтролер інженер I категорії Андреев П.І.

(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент

(підпис)

Київ – 2018

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
(повна назва)

КАФЕДРА БІОБЕЗПЕКИ І ЗДОРОВ'Я ЛЮДИНИ
(повна назва)

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)
 Спеціальність 163 «Біомедична інженерія»
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ
 Завідувач кафедри БЗЛ
 _____ І.Ю. Худецький
(підпис)

“ ____ ” _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

На магістерську дисертацію студенту

Репало Анастасія Богданівна

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Дзеркальна 3D реконструкція втраченого кісткового фрагменту кінцівки

науковий керівник дисертації доц., к.т.н. Антонова-Рафі Ю.В.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від 29.11.18. № 4253-с

2. Термін подання студентом дисертації _____

3. Об'єкт дослідження: знімки комп'ютерної томографії

4. Предметом дослідження виступають 3Dмоделі кісткових біологічних об'єктів створенні у програмному середовищі NI LABView.

5. Перелік завдань, які потрібно зробити:

- дослідити можливості програмного середовища LABView;
- проаналізувати існуючі фільтри для двохмірних зображень;
- проаналізувати використання фільтрів для 3Dзображення;

- побудувати 3D реконструктор у програмному середовищі LabVIEW;
- розробити фільтри для 3D зображень;
- проаналізувати отриманні результати.

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу 43 рисунки.

7. Орієнтовний перелік публікацій: 3 публікацій враховуючи тези та статті

8. Дата видачі завдання жовтень 2017

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Підпис
1.	Визначення теми наукового пошуку	Вересень 2017	
2.	Аналіз літератури з даного напрямку	Жовтень-грудень 2017	
3.	Аналіз можливостей програмного середовища NILABView	Січень-лютий 2018	
4.	Аналіз літератури щодо застосування фільтрів для медичних зображень	Березень-травень 2018	
5.	Побудова блок-діаграм для створення 3D моделі.	Вересень-жовтень 2018	
6.	Застосування фільтрів для обробки 3Dмоделі	Вересень-жовтень 2018	
7.	Обґрунтування отриманих результатів	Листопад 2018	
8.	Оформлення дипломної роботи	Листопад 2018	
9.	Подання дипломної роботи для рецензування	Грудень 2018	
10.	Подання дипломної роботи на захист	Грудень 2018	
11.	Підготовка до захисту	Грудень 2018	
12.	Захист дипломної роботи	19.12.2018	

Студент

А.Б.Репало

Науковий керівник дисертації

Ю.В. Антонова-Рафі

Реферат

Обсяг магістерської дисертації становить 75 сторінок, містить 43 рисунка. Загалом було опрацьовано 46 джерел.

Робота присвячена створення дзеркальної 3D моделі втраченого фрагменту кінцівки за допомогою програмного середовища NI LabVIEW. Середовищем розробки і моделювання було обрано NI LabVIEW, оскільки, по-перше, в ньому доступна величезна кількість готових фрагментів коду, а по-друге, найважливіша для цілей роботи підпрограма 3D Image Reconstructor в цьому середовищі має відкритий код на відміну від широко відомих засобів, наприклад, 3D Doctor, Mimix. Це дозволяє змінювати відповідні алгоритми, додавати підпрограми обробки та фільтрації.

Метою роботи є створення програмного засобу для 3D-моделювання прототипів протезів відсутніх фрагментів скелету пацієнтів на основі інформації КТ-зображень шляхом їх перетворень та 3D-фільтрації адаптивними фільтрами.

Об'єктом дослідження є знімки комп'ютерної томографії.

Предметом дослідження виступають 3Dмоделі кісткових біологічних об'єктів створенні у програмному середовищі NI LabVIEW.

Новизна роботи полягає в пропозиції засобів моделювання прототипів протезів на основі 3D-реконструкції КТ-зображень із дзеркальним відображенням симетричних фрагментів скелету пацієнта та в розробці необхідних для цього 3-вимірних фільтрів, які є узагальненням відповідних відомих 2-вимірних фільтрів.

Практична значимість пов'язана з удосконаленням технологій виготовлення протезів, їх адаптації до індивідуальних особливостей пацієнта, прискоренням та здешевленням виробничого процесу.

Щодо напрямів продовження досліджень пропонується подальша розробка інструментарію обробки комп'ютерних 3D-моделей шляхом

використання аналогій з широким асортиментом відомих методів обробки 2-вимірних зображень.

Ключові слова: NI LabVIEW, комп'ютерна томографія, фільтрація, нелінійний ранговий фільтр, фільтр Гаусса, фільтр середнього значення, пікселі.

Abstract

The volume of the master's dissertation is 75 pages, contains 43 figures. In total, 46 sources were processed.

The work is devoted to the creation of a mirror 3D model of the lost limb fragment using the NI LabVIEW software environment. The NI LabVIEW was chosen as the development and modeling environment, because, firstly, there is a huge amount of ready-made code snippets available, and secondly, the 3D-Image Reconstructor subroutine in this environment has open source code, unlike the well-known tools, such as 3D Doctor, Mimix. This allows you to modify the corresponding algorithms, add processing routines and filtering.

The aim of the work is to create a software tool for 3D modeling of prototype prosthetics of missing fragments of patients skeleton on the basis of CT image information through their transformations and 3D-filtering with adaptive filters.

The object of the study is the images of computer tomography.

The subject of the study is the 3D model of bone biological objects created in the software environment NI LabVIEW.

The novelty of the work is the suggestion of simulation prototype prototype based on 3D-reconstruction of CT images with mirror image of the symmetric fragments of the patient's skeleton and in the development of the necessary 3-dimensional filters, which are a generalization of the corresponding well-known 2-dimensional filters.

Practical significance is connected with the improvement of prosthetic technologies, their adaptation to individual patient characteristics, acceleration and cheapening of the production process.

Regarding the directions of further research, further development of tools for processing computer 3D models is proposed by using analogies with a wide range of known methods for processing 2-dimensional images.

Key words: NI LabVIEW, computer tomography, filtration, nonlinear rank filter, Gaussian filter, mean filter, pixels.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	9
ВСТУП	10
РОЗДІЛ 1 КОМП'ЮТЕРНА ТОМОГРАФІЯ	13
1.1 Фізичні основи комп'ютерної томографії	13
1.2 Медичні зображення.....	20
Висновок до розділу 1	23
РОЗДІЛ 2	24
СЕРЕДОВИЩЕ ПРОГРАМУВАННЯ NI LabVIEW	24
2.1 Обробка та аналіз зображень в середовищі моделювання LabVIEW	35
2.2 Фільтрація зображень	39
Висновок до розділу 2	45
РОЗДІЛ 3	46
ФІЛЬТРАЦІЯ ЗОРАЖЕНЬ ЗА ДОПОМОГОЮ ПРОГРАМИ LABVIEW	46
3.1 Нелінійна рангова фільтрація	54
3.2 Лінійна фільтрація	58
3.3 Фільтрація Гаусса.....	63
Висновки до розділу 3	66
ВИСНОВОК.....	67
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ.....	69

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

КТ-знімки – знімки комп’ютерної томографії

NI – National Instruments

LabVIEW – Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench

IMAQ – I Mage Ac Quision

ВСТУП

Одним із важливих завдань реабілітаційної інженерії є побудова прототипів протезів відсутніх фрагментів скелета організму. У зв'язку із суттєвим удосконаленням технологій 3D-друку з'явилась можливість виготовлення 3-вимірних виробів за їх комп'ютерними моделями. Комп'ютерна томографія зараз досягла значного розвитку і оснащена могутнім комп'ютерним математичним апаратом. Також існує багато програмних засобів для обробки, фільтрації, редагування звичайних 2-вимірних зображень. Але фільтрації 2-вимірних зображень недостатньо для згладжування поверхонь 3-вимірних моделей. А в пакетах математичного забезпечення комп'ютерної томографії на такі фільтри зверталось недостатньо уваги, бо метою комп'ютерної томографії зазвичай є діагностика захворювань, коли будь-яка суттєва фільтрація зображень може знищити діагностичні ознаки.

За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я в світі нараховується приблизно 320 млн. людей з ампутованими кінцівками. Згідно статистики в Україні щороку виконуються більше 10 тис. ампутацій кінцівок на різних сегментах і рівнях. Вони потребують відповідного протезування [1].

Проведення антитерористичної операції (АТО) на сході України поставило ряд важливих завдань перед медичними закладами усіх рівнів МОЗ та МО України з надання ефективної медичної допомоги пораненим. За даними досліджень у бійців АТО, що знаходилися на стаціонарному лікуванні у хірургічному відділенні військового госпіталю, переважали осколкові ушкодження, які були у 61,6 % від загального числа поранень. Вибухових поранень було у 2 рази, а кульових - майже у 6 разів менше ніж осколкових. Усі ці поранення супроводжувалось ампутацією кінцівки [1].

Проаналізовано 191 випадок ампутації кінцівок у 159 постраждалих з 01.06.2015 по 30.06.2018 р. Середній вік пацієнтів на момент поранення склав $33 \pm 8,9$ року (від 18 до 60 років); 158 (99,4%) чоловіків і 1 (0,6%) жінка. Середній термін військової служби потерпілого на момент отримання поранення був $2,0 \pm 3,7$ року ($M \pm \sigma$) (від 11 днів до 25 років). Результати. У 130 (81,8%) постраждалих виконана ампутація однієї кінцівки, у 27 (17,0%) двох, у 2 (1,3%) трьох / чотирьох кінцівок. На верхніх кінцівках проведено 62 ампутації: 18 (29,0%) плеча, 25 (40,3%) передпліччя, 19 (30,7%) кисті. На нижніх кінцівках виконано 129 ампутацій: 55 (42,6%) стегна, 53 (41,1%) гомілки, 21 (16,3%) стопи. У 140 (73,3%) випадках причиною ампутації кінцівки було мінно-вибухове поранення, яке найбільш часто викликало травматичне відділення кінцівки (93 (66,4%)). У 16 (8,4%) спостереженнях причиною втрати кінцівки були множинні осколкові поранення, в 15 (7,9%) холодова травма (відмороження), в 11 (5,8%) кульове вогнепальне поранення, в 4 (2,1%) заброневе вибухове пошкодження, в 3 (1,6%) наїзд поїзда з травматичним відділенням кінцівки, в 2 (1,0%) обвал бетонних конструкцій. Висновок. В умовах сучасного бойового конфлікту ампутація кінцівки обумовлюється як бойовими (90,6%), так і небойовими вражаючими факторами (9,4%). Причини ампутації кінцівки в 69,1% випадків пов'язані з одномоментним виникненням незворотних змін, при яких втрата кінцівки є невідворотною; в 28,8% випадків була потенційна можливість запобігти ампутацію кінцівки (або знизити її рівень) [1].

Метою роботи є створення програмного засобу для 3D-моделювання прототипів протезів відсутніх фрагментів скелету пацієнтів на основі інформації КТ-зображень шляхом їх перетворень та 3D-фільтрації адаптивними фільтрами.

Для досягнення мети були поставлені наступні задачі:

1. Дослідити можливості програмного середовища NI LabVIEW для 3D-моделювання в реабілітаційній інженерії

2. Проаналізувати алгоритми фільтрів для 2-вимірних зображень.
3. Узагальнити алгоритми 2-вимірних фільтрів на 3-вимірні об'єкти; розробити відповідні програмні засоби.
4. Проаналізувати можливості використання розроблених фільтрів для задач 3D-моделювання.

Новизна роботи полягає в пропозиції засобів моделювання прототипів протезів на основі 3D-реконструкції КТ-зображень із дзеркальним відображенням симетричних фрагментів скелету пацієнта та в розробці необхідних для цього 3-вимірних фільтрів, які є узагальненням відповідних відомих 2-вимірних фільтрів.

Практична значимість пов'язана з удосконаленням технологій виготовлення протезів, їх адаптації до індивідуальних особливостей пацієнта, прискоренням та здешевленням виробничого процесу.

РОЗДІЛ 1

КОМП'ЮТЕРНА ТОМОГРАФІЯ

Комп'ютерна томографія – метод неруйнівного пошарового дослідження внутрішньої структури об'єкта, заснований на вимірюванні різниці ослаблення рентгенівського випромінювання різними за щільності тканинами [2,3]. Результат досліджень являє собою набір (від півсотні до декількох сотень) півтонових зображень (томографічних знімків) розміром 512×512 пікселів.

1.1 Фізичні основи комп'ютерної томографії

Отримання комп'ютерної томограми (зрізу) на обраному рівні ґрунтується на виконанні наступних операцій:

- формування необхідної ширини рентгенівського променя;
- сканування пучком рентгенівського випромінювання, здійснюваного рухом (обертальним і поступальним) навколо нерухомого об'єкта пристроєм «випромінювач - детектори»;
- вимір випромінювання та визначення його ослаблення з подальшим перетворенням результатів в цифрову форму;
- машинний (комп'ютерний) синтез томограми за сукупністю даних вимірювання, що відносяться до вибраного шару;
- побудова зображення досліджуваного шару на екрані відеомонітора (дисплея) [3,4].

Приклад рентгенівської комп'ютерної томограми на рис. 1.1.



Рисунок 1.1 – Комп'ютерна томографія верхньощелепних пазух.

Надкомплектний зуб в лівій гайморовій пазусі

Строго колімаційний пучок рентгенівського випромінювання проходить тільки через ту площину, яка цікавить лікаря (рис. 1.2). При цьому реєстрація розсіяного випромінювання зведена до мінімуму, що значно покращує візуалізацію тканин, особливо мало контрастних. Зниження реєстрації розсіяного випромінювання при комп'ютерній томографії здійснюється коліматорами, один з яких розташований на виході рентгенівського пучка з трубки, інший - перед детекторами [3].

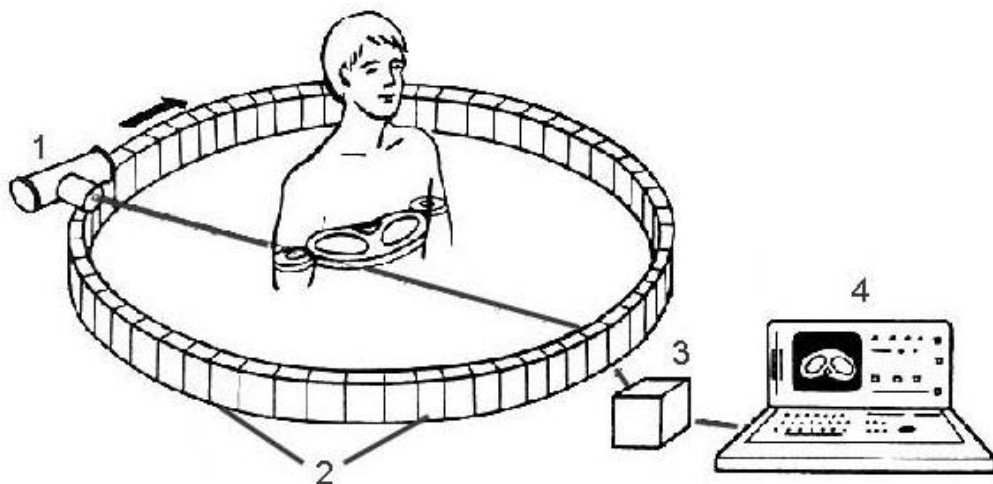


Рисунок 1.2 – Схема рентгенівської комп'ютерної томографії:

1 – випромінювач; 2 – кругової пористий детектор; 3 – комп'ютер; 4 – система отримання зображення.

Відомо, що при однаковій енергії рентгенівського випромінювання матеріал з більшою відносною молекулярною масою поглинатиме рентгенівське випромінювання більшою мірою, ніж речовина з меншою відносною молекулярною масою. Подібне ослаблення рентгенівського пучка може бути легко зафіксовано. Однак на практиці ми маємо справу з абсолютно неоднорідним об'єктом - тілом людини. Тому часто трапляється, що детектори фіксують кілька рентгенівських пучків однакової інтенсивності в той час, як вони пройшли через абсолютно різні середовища. Це спостерігається, наприклад, при проходженні через однорідний об'єкт достатньої довжини і неоднорідний об'єкт з такою ж сумарною щільністю. При обертанні рентгенівської трубки навколо тіла пацієнта детектори реєструють 1,5 - 6 млн. сигналів з різних точок (проекцій) та, що особливо важливо, кожна точка багаторазово проектується на різні детектори. При реєстрації ослабленого рентгенівського випромінювання на кожному детекторі збуджується струм, відповідний величині випромінювання, що потрапляє на детектор. В системі збору даних струм від кожного детектора перетворюється в цифровий сигнал і після посилення подається в ЕОМ для обробки і зберігання. Тільки після цього починається власне процес відновлення зображення [3,4].

Відновлення зображення зрізу за сумою зібраних проекцій є надзвичайно складним процесом, і кінцевий результат являє собою якусь матрицю з відносними числами, що відповідають рівню поглинання кожної точки окремо [3,4].

В звичайній комп'ютерній томографії одноразове сканування дає зображення одного шару, відповідно, цикл сканування повторюється після чергового переміщення столу стільки раз, скільки пошарових зображень потрібно отримати (рис. 1.3). У спіральній томографії здійснюється безперервний рух трубки навколо досліджуваної зони при паралельному рівномірному просуванні столу з пацієнтом в поздовжньому напрямку.

Траєкторія руху рентгенівської трубки набуває форму спіралі, що і дало назву методу (рис. 1.4) [3].

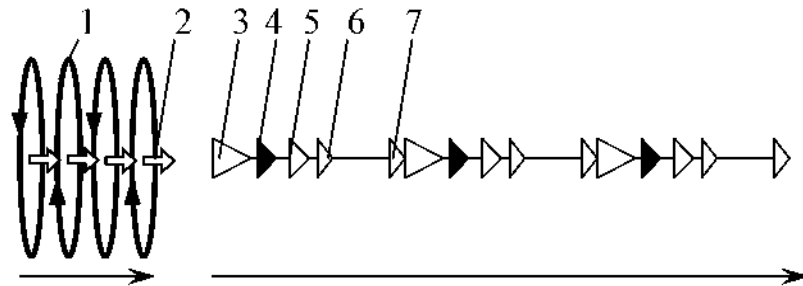


Рисунок 1.3 – Схема обстеження при покроковому скануванні: 1 – збір даних; 2 – рух столу; 3 – команда затримки дихання; 4 – збір даних; 5 – команда нормального дихання; 6 – рух столу; 7 – реконструкція зображення.

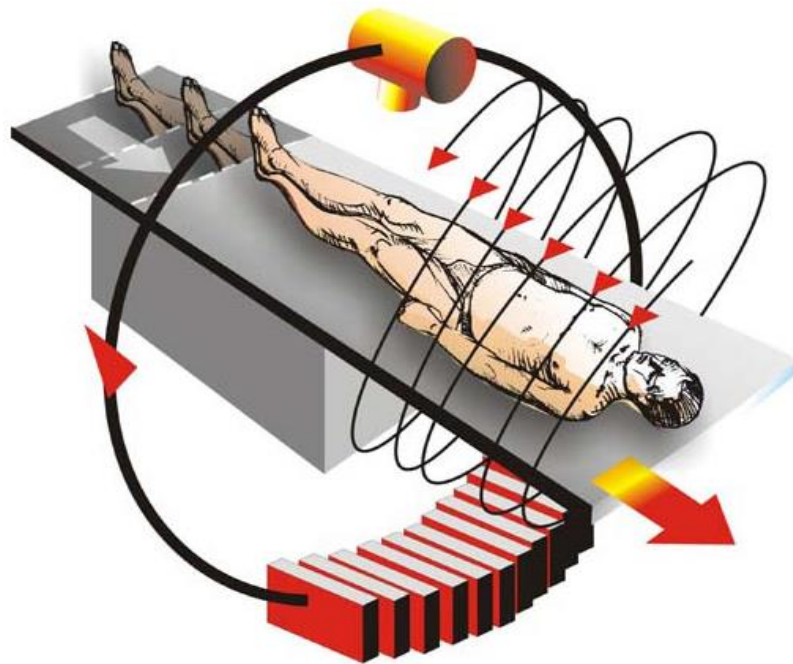


Рисунок 1.4 – Схема спірального сканування

На відміну від звичайної комп'ютерної томографії при спіральному скануванні кінцева точка зрізу не збігається з вихідною через переміщення об'єкта під час сканування. Швидка ротація випромінюючої трубки в спіральних томографах, відсутність інтервалів між циклами випромінювання для просування столу в наступну позицію значно скорочують час

дослідження. Це призводить до підвищення пропускної здатності кабінету, полегшує дослідження хворих, які не можуть довго затримувати дихання, довго перебувати в апараті (травматичні, хворі діти, пацієнти у важкому стані) [3,4].

У комп'ютерних томографах застосовуються матриці первинного зображення 256x256, 320x320, 512x512 і 1024x1024 елементів. Якість зображення зростає при збільшенні числа детекторів, збільшенні кількості реєстрованих проекцій за один оберт трубки і при збільшенні первинної матриці. Збільшення кількості реєстрованих проекцій веде до підвищення променевого навантаження, застосування більшої первинної матриці – до збільшення часу обробки зрізу або необхідності встановлювати додаткові спеціальні процесори відеозображення. За одне сканування отримують два дотичних між собою зрізи товщиною 10 мм кожен. Картина зрізу відновлюється на матриці розміром 160x160. Отримані коефіцієнти поглинання реєструють в відносних одиницях шкали, нижня межа якої (-1000 од. Н.) (од. Н. - одиниці Хаунсфільда або числа комп'ютерної томографії) відповідає ослабленню рентгенівських променів в повітрі, верхня (+1000 од. Н.) – ослабленню в кістках, а за нуль приймається коефіцієнт поглинання води. Наприклад, коефіцієнт поглинання жиру знаходиться в межах від -100 до 0 од. Н., спинно-мозкової рідини – від 2 до 16 од. Н., крові – від 28 до 62 од. Н. Це забезпечує можливість отримувати на комп'ютерних томограмах основні структури органів і патологічні процеси в них. Чутливість системи в реєстрації перепаду рентгенівської щільності в звичайному режимі дослідження не перевищує 5 од. Н., що становить 0,5%. На екрані дисплея високим значенням щільності (наприклад, кістки) відповідає світлі ділянки, низьким – темні. Градаційна здатність екрану складає 15-16 напівтонових ступенів, які розрізняються людським оком. На кожну градацію, таким чином, доводиться близько 130 од. Н [3,4].

Відомо, що якість візуалізації анатомічних утворень і вогнищ ураження залежить в основному від двох факторів: розміру матриці, на якій будується томограма, і перепаду показників поглинання. Величина матриці може робити істотний вплив на точність діагностики. Так, кількість помилкових діагнозів при аналізі томограм на матриці 80x80 клітин становило 27%, а при роботі на матриці 160x160 – зменшилася до 11% [4,5].

Комп'ютерний томограф характеризується двома параметрами роздільної здатності: просторової і по перепаду щільності. Перший тип визначається розміром клітки матриці (зазвичай – 1,5x1,5 мм), другий дорівнює 5 од. Н. (0,5%). Звичайна рентгенографія дозволяє вловити мінімальну різницю по щільності між сусідніми ділянками в 10-20%. Однак при дуже значному перепаді щільності поруч розташованих структур виникають специфічні для даного методу умови, що знижують його роздільну здатність, так як при побудові зображення в цих випадках відбувається математичне усереднення і при цьому вогнища невеликих розмірів можуть бути не виявлені. Найчастіше це відбувається при невеликих зонах зниженої щільності, розташованих поблизу масивних кісткових структур (піраміди скроневих кісток) або кісток склепіння черепа. Важливою умовою для забезпечення проведення комп'ютерної томографії є нерухоме положення пацієнта, бо рух під час дослідження призводять до виникнення артефактів – наведень: смуг темного кольору від утворень з низьким коефіцієнтом поглинання (повітря) і білих смуг від структур з високим КП (кістка, металеві хірургічні кліпси), що також знижує діагностичні можливості [3,4,5].

Розглянемо параметри, що впливають на якість томографічного зображення.

1. Контрастна роздільна здатність. Під контрастом розуміється відносна різниця інтенсивностей сусідніх ділянок зображення. При різниці інтенсивностей двох елементів, відмінній від нуля, елементи є помітними.

При нульовому значенні різниці двох пікселів вони не контрастні - їх розрізнити неможливо. Зі збільшенням різниці інтенсивностей елементів поліпшується контрастність [5].

Висока контрастна роздільна здатність робить можливою роздільну візуалізацію близько розташованих об'єктів, які не дуже відрізняються по щільності [5].

2. Просторова роздільна здатність (розширення). Під розширенням мається на увазі найменше розділення між двома елементами, що виражається у вигляді лінійного або кутового вимірювання, при якому два елементи візуально помітні в певних умовах. Зі збільшенням роздільної здатності можна чіткіше візуалізувати дрібні деталі. В основному роздільна здатність визначається розміром пікселя детектора. Середній показник становить 1,5-3 пл / мм, а найбільш поширене значення - 2-2,5 пл / мм [5].

Для отримання високої роздільної здатності існує ряд заходів: зйомка з малою фокальною плямою, вибір максимально тонкого зрізу сканування, покроковий режим, зменшення ширини елемента детектора [5].

При більшій роздільній здатності знижується контраст і навпаки. Це є наслідком того, що з підвищенням роздільної здатності зростає шум, що несприятливо впливає на контраст. Тому доводиться робити вибір між збільшенням контрастності або просторової роздільної здатності. Крім цього, для діагностики необхідно вибирати між швидким часом сканування і високою роздільною здатністю - якщо потрібно отримати знімок з високою роздільною здатністю, виконується сканування тонкими зрізами, що значно уповільнює дослідження [5].

1.2 Медичні зображення

Растрова графіка – це зображення, складені з пікселів (квадратів, розміщених в прямокутній сітці). Піксель – це найменша одиниця цифрового зображення [6]. Якість растрового зображення безпосередньо залежить від кількості пікселів, з яких воно складається – чим більше пікселів тим більше деталей можна відобразити [7]. Збільшити якість растрового зображення шляхом збільшення масштабу не вийде – число пікселів збільшити неможливо. У растрового зображення є кілька характеристик: роздільна здатність – кількість пікселів на одиницю деякої площі, розмір – загальна кількість пікселів та кольорова модель – характеристика зображення, що описує його на основі кольорових каналів [8]. Відома велика кількість кольорових моделей, серед яких RGB (червоний, зелений і синій канали), CMYK (блакитний, пурпурний, жовтий і чорний), LAB («світлість», червоно-зелений і синьо-жовтий) та Grayscale (відтінки сірого) [9]. Знімки томографічних зрізів відносяться до сірошкальних зображень, розподіл інтенсивності пікселя відноситься до градації сірого кольору. Тобто піксель може бути білий, чорний або ж мати певний відтінок сірого кольору (від 0 до 255) [9].

Переваги растрової графіки полягають у:

- можливості відтворення зображень будь-якого рівня складності. Кількість деталей, відтворених на зображенні багато в чому залежить від кількості пікселів;
- точній передачі колірних переходів;
- наявності безлічі програмних засобів для відображення і редагування растрової графіки.

Недоліки растрової графіки:

- великий розмір файлу, для кожного пікселя доводиться зберігати інформацію про його координати і колір;
- неможливість масштабування (зокрема, збільшення) зображення без втрати якості.

Набір томографічних знімків зазвичай надаються у моделі Grayscale формату DICOM [10].

Універсальні комп'ютерні мережеві технології не мають можливості підключення різного медичного обладнання. Тому виробники DICOM були змушені розробляти власні комунікаційні інтерфейси. Однак, у зв'язку з широким спектром використовуваного медичного обладнання різних виробників, виникла необхідність в комунікаційних стандартах.

Стандарт, який використовується для передачі радіологічних зображень та іншої медичної інформації між комп'ютерами, а також розроблений Міжнародною організацією зі стандартів (International Standards Organization, ISO) називається DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine, цифрові зображення та обмін ними у медицині) [11].

Стандарт DICOM описує «паспортні» дані пацієнта, умови проведення дослідження, положення пацієнта у момент отримання зображення тощо, для того щоб надалі було можливо провести медичну інтерпретацію даного зображення [12]. Перша версія даного стандарту була розроблена Американським Коледжем Радіології (American College of Radiology) та Національною асоціацією виробників електронного устаткування (National Electrical Manufacturers Association) у 1985 році [13].

Для організації ефективної роботи потрібно більше, ніж просте з'єднання обладнання через кабелі. Необхідно комплексне рішення по управлінню всією діагностичною інформацією, починаючи з введення зображень і закінчуючи архівацією. Стандарт DICOM дозволяє вирішити завдання інтеграції на основі відкритої архітектури. DICOM дозволяє організувати не тільки пересилання даних по мережі, а й автоматичну

обробку даних. Він значно зменшує час підготовки і проведення досліджень, управління зображеннями і супутньою інформацією. Для досягнення найвищої ефективності, він підтримує всі стадії діагностики, знижуючи собівартість за рахунок:

- скорочення часу обслуговування;
- відмови від плівок і витрат на їх зберігання;
- різкого скорочення втрат зображень і результатів [13,14].

Стандарт DICOM версії 3.0 (остаточно випущена в 1993 році) призначений для передачі медичних зображень, одержуваних за допомогою різних методів променевої та іншої діагностики, в його описі перераховано 29 діагностичних методів. Даний стандарт одержав широке поширення в США, Японії, Німеччині та інших країнах [14].

Стандарт складається з 16 частин:

1. Вступ. Описується історія розробки стандарту, його призначення та структура.
2. Відповідність стандарту. Вказуються структура сертифіката відповідності стандарту і критерії, яким повинен задовольняти виробник діагностичного обладнання, щоб мати право оголосити його сумісним зі стандартом DICOM.
3. Визначення інформаційних об'єктів. Специфікуються використовувані в стандарті інформаційні об'єкти. Пропонується інформаційна модель, що описує взаємовідносини між нормалізованими об'єктами (пацієнт, пристрій) і складовими (дослідження, зображення та ін.)
4. Специфікації класів операцій. Специфікуються класи дій або операцій, які можуть виконуватися над інформаційними об'єктами.
5. Структура і семантика даних. Описуються типи даних і правила кодування, використовувані при передачі даних з однієї системи в іншу.

6. Словник даних. Наводиться повний список елементів даних, описаних у стандарті DICOM.
7. Обмін повідомленнями. Описується структура команд і протоколу обміну повідомленнями в стандарті DICOM.
8. Забезпечення обміну повідомленнями в мережних середовищах.
9. Зберігання медіа та формат файлів для обміну медіа.
10. Профілі прикладних програм для зберігання медіа.
11. Формати носіїв і фізичне середовище зберігання даних.
12. Стандартна функція шкали сірого кольору для відображення.
13. Профілі управління системою та безпекою.
14. Процес визначення структури контенту.
15. Пояснювальна інформація.
16. Інтернет-доступ до постійних об'єктів DICOM [15].

Висновок до розділу 1

З використанням DICOM'a можна проводити різні медичні дослідження в територіально-розподілених діагностичних центрах з можливістю збору та обробки інформації в потрібному місці. Електронний обмін дозволяє забезпечити дистанційний доступ декількох фахівців до одного і того ж медичного зображення для проведення консультацій або консилиумів. Наявність зображення в електронній формі дозволяє виконувати досить складну комп'ютерну обробку. В цілому електронна передача медичних зображень променевої діагностики здатна істотно прискорити процес діагностики захворювань та лікування пацієнтів та підвищити обґрунтованість прийнятих медичних рішень [18, 19].

РОЗДІЛ 2

СЕРЕДОВИЩЕ ПРОГРАМУВАННЯ NI LabVIEW

NI LabVIEW (National Instruments Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench) – це мова графічного програмування, в якому для створення програми використовуються графічні елементи замість рядків тексту. На перевагу текстовим мовам програмування, де виконання програми визначається послідовністю інструкцій, LabVIEW використовує потокове програмування (dataflow programming), в якому послідовність виконання визначається потоком даних (рис.2.1) [16].

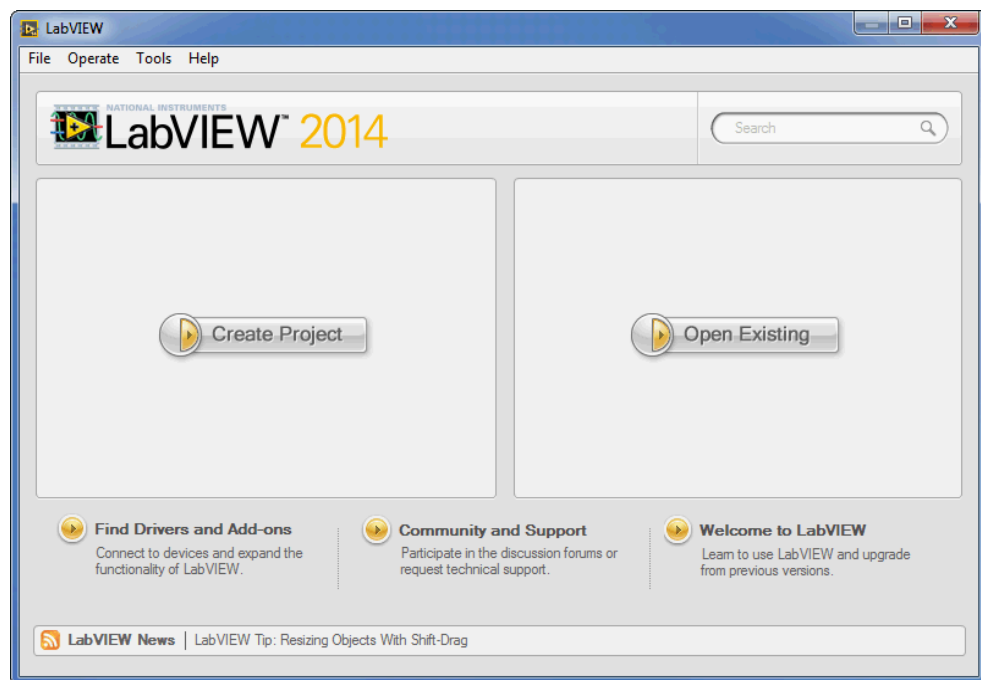


Рисунок 2.1 – Головна панель LabVIEW

Поява середовища LabVIEW дозволило істотно спростити і зробити універсальним комплекс об'єкт – вимір. З'явилася можливість на підставі датчика, аналогово-цифрового перетворювача і відповідних програмних засобів здійснювати функції безлічі вимірювальних приладів різного призначення, а також функції обробки результатів вимірювань. Все це в сукупності є основною характерною рисою так званого віртуального

приладу. Можливість запису великих масивів даних дозволяє запам'ятовувати результати експерименту, що дозволяє проводити ретроспективний аналіз, статистичну обробку [17].

Програма LabVIEW, як засіб прикладного програмування, за своєю логічною структурою близька до конструкції мов вищого рівня. Однак в ній використовує мову графічного програмування при створенні програм, тобто схожий на об'єктно-орієнтовані мови програмування, звичні для широкого кола користувачів. Як універсальна система програмування, середовище LabVIEW має великі бібліотеки для роботи із зовнішніми пристроями (порти), обробки, аналізу і представлення даних [17].

Джерелами даних для програми можуть служити вузли підпрограм (підприладів) або термінали елементів управління на лицьовій панелі, а приймачами - термінали індикаторів, підприлади виведення даних або їх збереження у файлах. Така структура програми дозволяє реалізувати модель потоку даних, коли дані «втікають» у програму через перераховані вузли, обробляються і «випливають» з неї на вузли індикації, записи у файл. При цьому потоки, не пов'язані між собою загальними даними, обробляються паралельно [18].

За допомогою програмного середовища LabVIEW можна розробляти программно-апаратні комплекси для тестування, вимірювання, введення даних, аналізу та управління зовнішнім обладнанням. LabVIEW – це 32-х розрядний компілятор, який створює як автономні модулі (.EXE), так і спільно використовувані динамічні бібліотеки (.DLL).

LabVIEW є відкритою системою програмування і має вбудовану підтримку всіх вживаних в даний час програмних інтерфейсів, таких як Win32 DLL, COM, .NET, DDE, мережевих протоколів на базі IP, DataSocket і ін. До складу LabVIEW входять бібліотеки управління різними апаратними засобами і інтерфейсами, такими як PCI, CompactPCI / PXI, VME, VXI, GPIB (КОП), PLC, VISA, системами технічного зору та ін. Програмні продукти,

створені з використанням LabVIEW, можуть бути доповнені фрагментами, розробленими на традиційних мовах програмування, наприклад C / C ++, Pascal, Basic, FORTRAN. І навпаки можна використовувати модулі, розроблені в LabVIEW в проектах, які створюються в інших системах програмування. Таким чином, LabVIEW дозволяє розробляти практично будь-які додатки, які взаємодіють з будь-якими видами апаратних засобів, підтримуваних операційною системою комп'ютера. Використовуючи технологію віртуальних приладів, розробник може перетворити стандартний персональний комп'ютер і набір довільного контрольно-вимірювального обладнання в багатофункціональний вимірювально-обчислювальний комплекс.

Безсумнівною перевагою LabVIEW є те, що розробнику і користувачеві доступні функціонально ідентичні системи програмування для різних операційних систем, таких як Microsoft Windows 95/98 / NT / 2000 / XP, Linux, MacOS. Наприклад програма, розроблена під Windows буде майже без змін працювати на комп'ютері з Linux [18, 19].

При установці відповідних додаткових модулів можна використовувати LabVIEW як середовище розробки програм для різних цільових систем і операційних систем (ОС):

- системи на базі ОС реального часу (ОСРВ) LabVIEW-RT;
- кишенькові комп'ютери і інші пристрої на базі ОС WindowsCE / Pocket PC;
- кишенькові комп'ютери і інші пристрої на базі ОС PalmOS;
- багатофункціональні програмовані пристрої, наприклад FPGA;
- сигнальні процесори (DSP).

Натурним моделюванням називають проведення дослідження на реальному об'єкті з можливістю втручання людини в процес проведення експерименту і подальшої обробки результатів експерименту на обчислювальній техніці [20].

Відмінність модельного експерименту від реального полягає в тому, що в модельному експерименті можуть бути реалізовані будь-які ситуації, в тому числі "неможливі" і аварійні, що в силу різних причин буває неприпустимо при роботі з реальними об'єктами. Всі представлені види моделювання можуть бути реалізовані з використанням системи програмування LabVIEW. LabVIEW може успішно застосовуватися в освітніх і наукових цілях, при промислової автоматизації, впроектних і комерційних структурах, пов'язаних з тестуванням і виміром будь-яких параметрів, їх аналізом, візуалізацією результатів, створенням баз даних, використанням комп'ютерних мереж [20].

Система LabVIEW включає в себе:

- ядро, що забезпечує працездатність програмних процесів, поділ апаратних ресурсів між процесами;
- компілятор графічного мови програмування "G";
- інтегроване графічне середовище розробки, виконання та налагодження програм;
- набір бібліотек елементів програмування в LabVIEW, в тому числі бібліотеки графічних елементів призначеного для користувача інтерфейсу, бібліотеки функцій і підпрограм, бібліотеки драйверів, бібліотеки програм для організації взаємодії з вимірювально-керуючими апаратними засобами і т.п .;
- розвинену довідкову систему;
- великий набір програм-приладів з можливістю як тематичного, так і алфавітного пошуку.

Крім бібліотек, що входять до складу комплекту поставки системи LabVIEW, існує безліч додатково розроблених програм. Багато з них вільно доступні через Internet. Власні розробки користувачів, накопичені в процесі роботи, можуть розміщуватися в нових бібліотеках і можуть бути багаторазово використані в подальшому.

Система програмування LabVIEW має вбудований механізм налагодження додатків. У процесі налагодження розробник може призначати точки зупинки програми, виконувати програму "по кроках", візуалізувати процес виконання програми та контролювати будь-які дані в будь-якому місці програми.

Система LabVIEW дозволяє захистити програми від несанкціонованої зміни або перегляду їх вихідного коду. При цьому розробник може або використовувати паролі на доступ до додатків, або зовсім видалити вихідний код з робочих панелей у програмному забезпеченні [20, 21].

Склад бібліотек системи LabVIEW дозволяє в короткі терміни створювати необхідні інструменти для різних етапів досліджень, починаючи від елементарних приладів і закінчуючи складними інформаційно-пошуковими аналітичними системами. Це дає підставу говорити про принципові зміни, які вносить технологія LabVIEW в створення прикладного програмного забезпечення, оскільки ця система дозволяє реалізувати довільний набір методів вимірювання, аналізу, відображення та управління в автоматизованих системах різного профілю на базі звичайного персонального комп'ютера [21].

Реалізації програм в LabVIEW називаються віртуальними приладами або віртуальними інструментами, оскільки їх зовнішнє графічне представлення і спосіб функціонування можуть імітувати роботу реальних фізичних пристроїв і результати вимірювань характеристик [21].

Будь-яка програма, створена в системі LabVIEW, називається віртуальний прилад (ВП) або віртуальний інструмент (ВІ - дослівний переклад з англійської мови: VI-VirtualInstrument). Компонентами, складовими ВП є передня панель, блок-діаграма і піктограма / коннектор. Передня панель реалізує інтерфейс користувача з ВП, дозволяє задавати вихідні дані і відображати результати роботи ВП. Блок-діаграма є аналогом традиційної програми і реалізує функціональні можливості ВП. Піктограма /

коннектор дозволяють використовувати ВП як підпрограми (SubVI, віртуальний "підприлад") при побудові модульних ієрархічних програм. При цьому LabVIEW забезпечує коректність і актуальність версій різних ВП, відстежує зміни вихідного коду ВП, полегшує налагодження ВП.

LabVIEW має гнучкий і простий для програмування графічний інтерфейс, він відмінно підходить для моделювання процесів, презентації ідей, створення додатків загального характеру. При цьому сама програма виглядає як набір функціональних вузлів, з'єднаних провідниками для передачі даних [19, 20].

У LabVIEW призначений для користувача інтерфейс будується на основі безлічі інструментів і об'єктів. Інтерфейс називається передньою панеллю (front panel). Потім для управління об'єктами лицьовій панелі додається код, використовуючи графічне представлення функцій. Блок-діаграма (block diagram) містить цей код. У деяких випадках блок-діаграма має схожість зі структурною схемою.

Передня панель – це інтерактивний інтерфейс користувача. Саме з передньою панеллю буде працювати користувач програми, тому вона повинна бути зручною, інформативною і ергономічною (рис.2.2) [22].

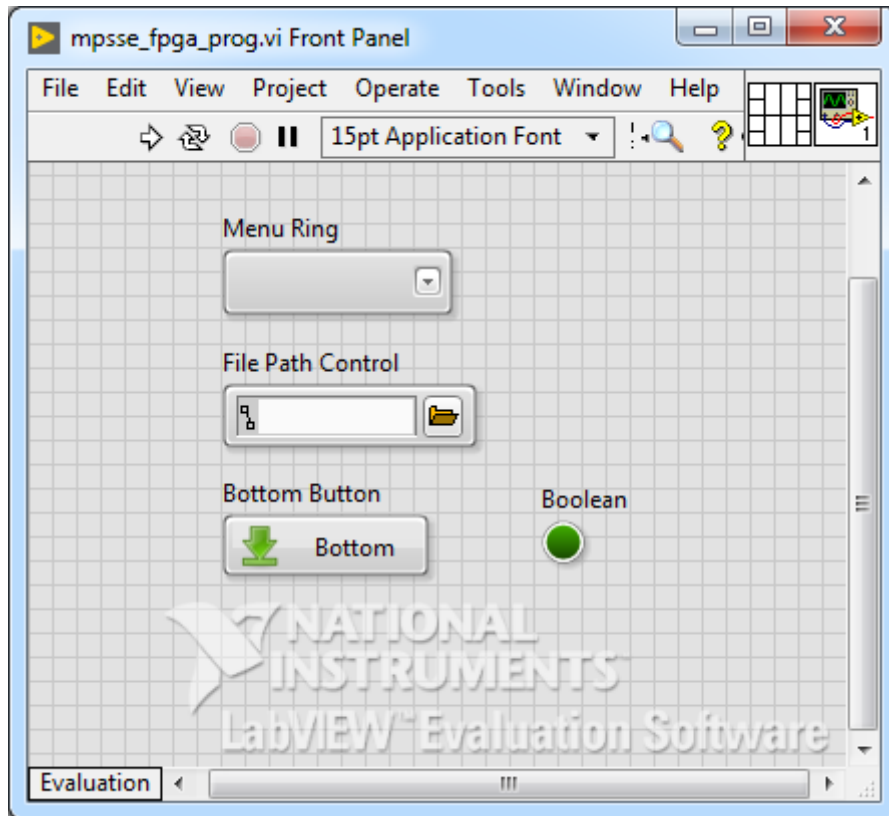


Рисунок 2.2 – Вид передньої панелі

Функціональні можливості ВП визначаються його блок-діаграмою, яка є графічною реалізацією алгоритму, блок-схеми.

Власне програмування здійснюється на панелі діаграм з використанням у графічному вигляді вузлів і функцій. Панель діаграм має білий фон робочого простору. Вихідний код на мові G називається блок-діаграмою (рис. 2.3) [22].

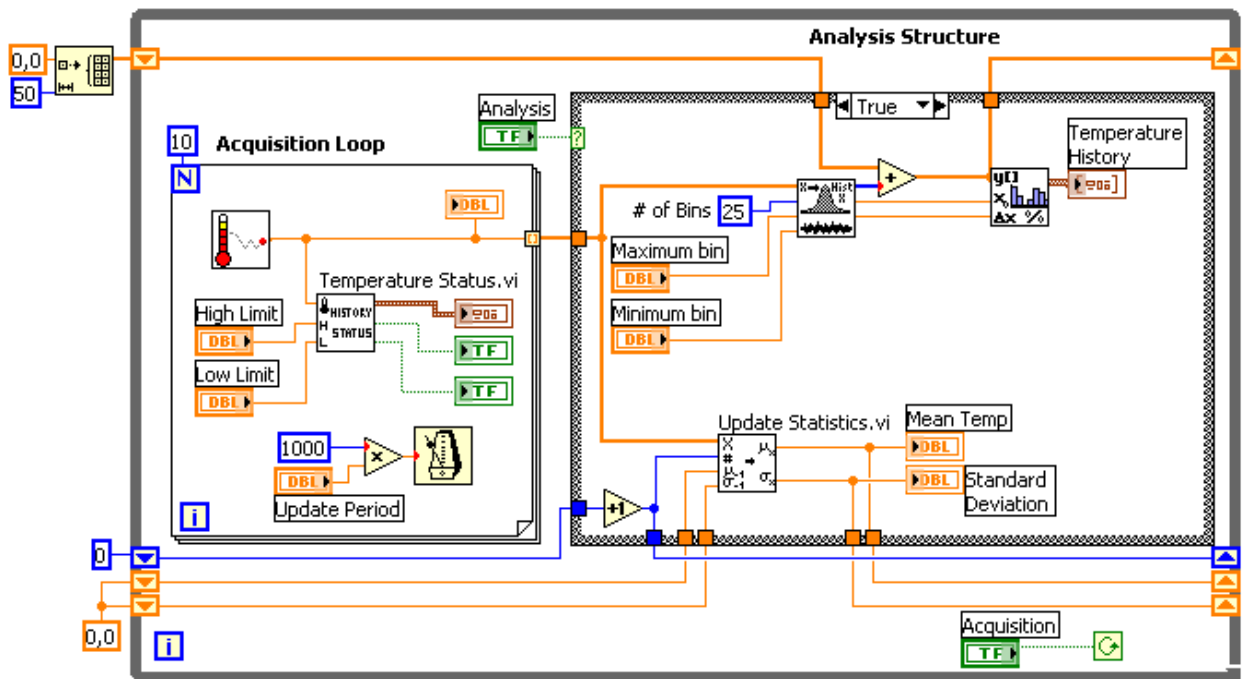


Рисунок 2.3 – Вид блок-діаграми

Програміст використовує для створення блок-діаграми палітру Функцій (Function), з якої обирає, у міру необхідності, графічні представлення функцій. Програмне середовище LabVIEW повністю підтримує апаратні засоби, мають апаратні інтерфейси типу GPIB, VXI, PXI, RS-232, RS-485, а також DAQ пристрою. LabVIEW також підтримує мережеві протоколи TCP / IP і протоколи обміну даними між програмами ActiveX [22].

Принцип програмування полягає у тому, що функціональні вузли, які забезпечують виконання алгоритму обробки інформації, вибираються з палітри Functions Palette (Функції) – рис. 2.4, переносяться на блок-діаграму і з'єднуються провідниками (wires), по яких передаються дані. Таким же чином з палітри Controls Palette (Елементи управління) – рис. 2.5 – вибираються і встановлюються на лицьовій панелі елементи управління і індикатори. При цьому на блок-діаграмі з'являються відповідні термінали. Палітра функцій, як видно з рис. 2.3 має ієрархічну структуру. Для виведення палітри на екран слід натиснути правою кнопкою миші на робочому просторі блок-діаграми.

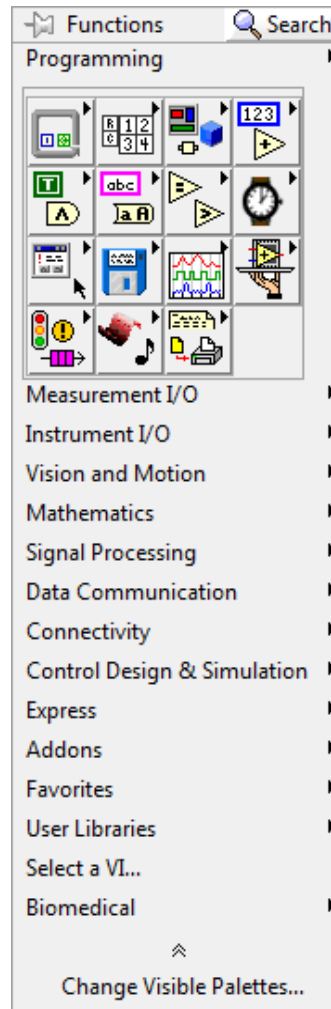


Рисунок 2.4 – Палітра функцій

Всі елементи на палітрі згруповані за розділами:

- Programming – основні функції, структури циклу, порівняння, оператори додавання, віднімання, необхідні для створення більшості додатків;
- Instrument I / O – функції для роботи з різними пристроями введення-виводу (COM-порт та ін.);
- Mathematics – функції для математичних обчислень (рішення системи рівнянь, рішення диференціальних рівнянь та ін.);
- Signal Processing – функції пов'язані з цифровою обробкою і аналізом дискретних сигналів (цифрові фільтри, швидке перетворення Фур'є та ін.);

- Data Communication – функції, пов'язані з обміном даних;
- Connectivity – засоби взаємодії;
- Express – функції, пов'язані як з обчисленнями, так і з обробкою даних;
- Select a VI ... – функції створені користувачем [24].

Група підпалітр функцій програмування являється найбільш змістовною і грає ключову роль при розробці широкого кола ВП. Вона містить наступні підпалітри: Structures (Структури), Array (Масив), Cluster & Variant (Кластер і Змінна), Numeric (Числові), Boolean (Логічні), String (Строкові), Graphics & Sound (Графіка та звук) тощо. Більш детальну інформацію про призначення функцій і ВП, що входять до палітри функцій, можна знайти в довіднику [25,26].

Палітра елементів управління (controls) і відображення(indicators) (рис. 2.4) доступна тільки з лицьової панелі. Елементами управління можуть бути регулятори, кнопки, перемикачі та інші вхідні прилади. Індикаторами можуть бути графіки, світлодіоди та інші пристрої відображення. Елементи управління імітують вхідні пристрої приладу і подають дані на блок діаграму ВП. Індикатори імітують вихідні пристрої приладу і відображають дані, які блок-діаграма отримує або генерує. Для виведення палітри на екран слід натиснути правою кнопкою миші на робочому просторі лицьової панелі [27].

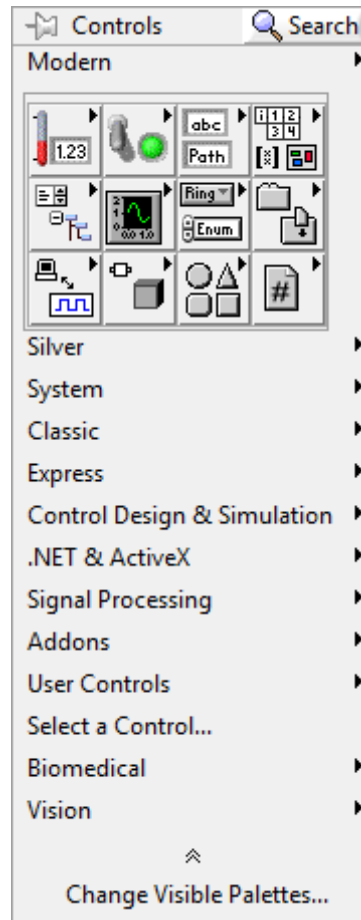


Рисунок 2.5 – Палітра елементів управління

Вікно Context Help відображає основну інформацію про об'єкти LabVIEW. Контекстну довідкову інформацію містять такі об'єкти, як ВП, функції, константи, структури, палітри, властивості, методи, події та компоненти діалогових вікон. Можна також використати Context Help для уточнення того, як підключати провідники до ВП і функцій. Вікно контекстної довідки (Context Help) виводиться на екран з пункту головного меню (Help – Show Context Help) або введенням <Ctrl-H> з клавіатури [28].

Поряд з універсальними засобами розробки комп'ютерних вимірювально-контрольних систем, National Instruments пропонує також широкий спектр спеціалізованих програмних бібліотек і апаратних модулів. Однією із спеціалізованих апаратно-программних технологій National Instruments є платформа машинного зору (NI Vision), що складається з

технології захоплення зображення IMAQ (IMage AcQuision) і програмної технології його обробки та аналізу. Перша група цих функцій дозволяє максимально просто і ефективно управляти всіма пристроями IMAQ і забезпечує їх синхронізацію з іншими апаратними вузлами системи. Друга, істотно ширша група програмних функцій, призначена для обробки та аналізу вже введеного зображення, у тому числі в реальному масштабі часу. Вона може працювати із зображеннями в чорно-білому (двійковому), градієнтному (відтінки сірого) і кольорових форматах [29].

2.1 Обробка та аналіз зображень в середовищі моделювання LabVIEW

Функції обробки зображень забезпечують різні геометричні перетворення, фільтрацію, зважування, корекцію, калібрування. Функції аналізу ще більш різноманітні і включають в себе пошук і виділення країв об'єктів, визначення геометричних параметрів (розміри, кути нахилу, перерізи, площі) об'єктів, різні методи статистичного і морфологічного аналізу зображень, пошук і розпізнавання об'єктів по маскам, а також класифікацію об'єктів [30].

Крім універсальних засобів розробки комп'ютерних контрольно-вимірювальних систем, National Instrument надає широкий спектр спеціалізованих програмних бібліотек і апаратних модулів. Апаратна частина IMAQ складається з модулів захоплення зображення від більшості поширених джерел відеосигналів - аналогових і цифрових камер різних конфігурацій і стандартів. Функція «IMAQ Match Pattern 4» (рис. 2.6) шукає збіги з шаблоном на вхідному зображенні. Відмінною особливістю цієї функції є необхідність попереднього завдання шаблону [31]. Дані модулі розроблені так, що здебільшого їх функціями можна управляти програмно, що полегшує введення зображень з різних відеоджерел [3]. Це дозволяє

здійснювати роботу з зображеннями різного спектрального діапазону, від рентгенівського до інфрачервоного, з різною глибиною оцифровки, від 8 до 32 розрядів, з різною швидкістю введення - від одиничних зображень до десятків тисяч кадрів в секунду. Так само для спрощення роботи з відеозображеннями створений NI Vision Assistant. Він дозволяє проводити різні операції над зображеннями. Починаючи від роботи з кольором, закінчуючи розпізнаванням символів і об'єктів.

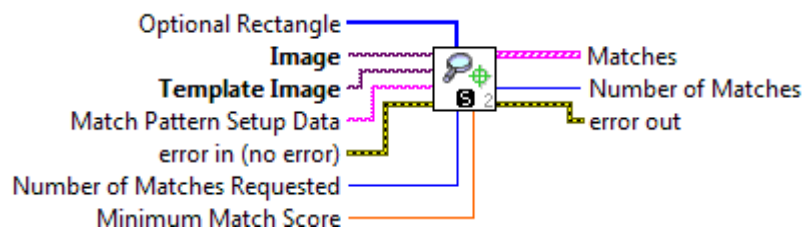


Рисунок 2.6 – Функція IMAQ Match Pattern

У блок функції IMAQ Match Pattern входять наступні дані:

- Algorithm – вибір алгоритму пошуку збігів;
- Image – вхідне зображення;
- Template image – шаблонне зображення, на підставі якого буде проводиться пошук;
- ROIO descriptor – вибір області пошуку на вхідному зображенні;
- Parameters – параметри для контролю пошуку збігів;
- Errorin – опис статусу помилки перед початком даної функції;
- Advanced Options – додаткові опції;
- Image (duplicate) – вихідне зображення;
- Matches (pixels) – масив кластерних збігів, в піксельних координатах;
- Matches (real-world) – масив кластерних збігів, в декартових координатах;
- Number of matches – число збігів;
- Error out – містить інформацію про помилки.

IMAQ Match Color Pattern- функція, що знаходить збіги з кольоровими шаблоном на вхідному зображенні (рис. 2.7) [31, 32].

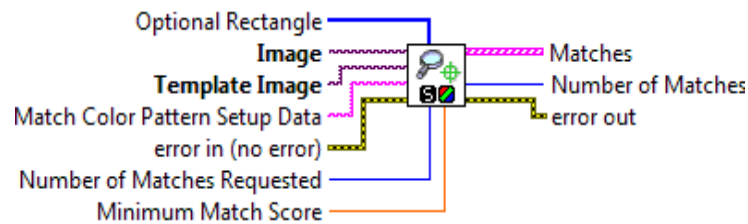


Рисунок 2.7 – Функція IMAQ MatchColor Pattern

Функція IMAQ Match Color Pattern включає в себе наступні дані:

- Optional Rectangle – визначає чотирьох-елементний масив, який складається з лівих, верхніх, правих і нижніх координат області процесингу;
- Image – вхідне зображення;
- Template Image – колірний шаблон;
- Match Color Pattern Setup Data – рядок містить інформацію, отриману з IMAQ Match Color Pattern;
- Errorin – містить інформацію про помилки;
- Number of Matches Requested – кількість можливих збігів;
- Minimum Match Score – мінімальне значення, при якому буде фіксуватися збіг;
- Matches – масив кластерних збігів;
- Number of matches – число збігів;
- Error out – містить інформацію про помилки.

IMAQ Shape Match Tool – інструмент допомагає знаходити предмети на зображенні по заданих контурах (рис. 2.8). Головною особливістю даного інструменту є те, що він здатний знаходити на зображенні об'єкти, схожі за обрисами на еталонні, але при цьому відрізняються від них за розміром [31, 32].

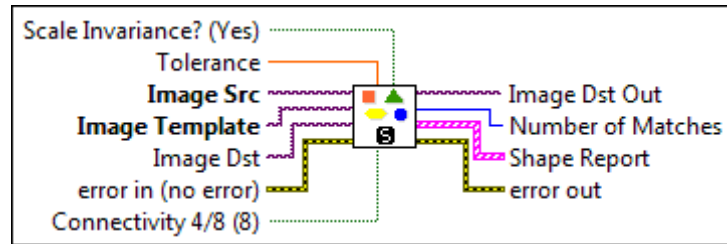


Рисунок 2.8 – Функція IMAQ Shape Match Tool

Вхідними даними функції IMAQ Shape Match Tool є:

- Scale Invariance? (Yes) – вказує, чи слід використовувати розмір або масштабну інваріантність при зіставленні об'єктів в оригінальному документі для об'єкта шаблону;
- Tolerance – вказує на максимально допустиме відхилення між формою шаблону і подібних форм в зображенні;
- Image Src – посилання на вихідне зображення; ImageTemplate - посилання на шаблон;
- Image Dst – посилання на бінарне зображення, яке містить об'єкти з Image Src які збігаються з Image Template;
- Error in – містить інформацію про помилки;
- Connectivity4 / 8 (8) – вказує тип з'єднання, що використовується алгоритмом для визначення часток;
- Image DstOut – посилання на вихідне зображення;
- Number of Matches – число збігів;
- Shape Report – масив кластерів, в якому кожен кластер містить інформацію про співпадання;
- Errorout – містить інформацію про помилки.

2.2 Фільтрація зображень

Перш ніж проводити операції над зображеннями, необхідно провести ряд перетворень на програмному рівні. Одним з найважливіших таких перетворень є фільтрація зображення. Попередня обробка зображень, до якої відноситься і фільтрація, не є однокроковим процесом. При зведені зображень виникає велика кількість складнощів, обумовлених різними причинами виникнення, що призводить до необхідності попередньої обробки зображення.

Зображення, сформовані різними інформаційними системами спотворюються впливом перешкод різного характеру. При вирішенні деяких завдань обробки зображень в ролі перешкод можуть виступати компоненти самого зображення. Наприклад, при аналізі об'єктів на складному фоні, фон теж являє собою перешкоду. Перешкоди ускладнюють візуальний аналіз зображення і його автоматичну обробку. Ослаблення дії перешкод досягається фільтрацією [34]. В даний час розроблені і активно застосовуються ряд фільтрів для придушення шумів, основним методом роботи яких є усереднення.

У широкому сенсі задача фільтрації полягає у застосуванні будь-яких процедур обробки зображення, при яких на вхід процедури подається (одне) растрове зображення, і на виході також формується растрове зображення. Найчастіше під “фільтрацією” розуміють позбавлення зображення від шуму. Передбачається, що існувало “ідеальне” (незашумлене) зображення, з якого, при використанні певного виду спотворення, отримали реальне зображення, яке ми спостерігаємо. Завдання фільтрації отримати зображення, найбільш близьке до незашумленого, використовуючи при цьому деякі методи обробки реального зображення [30,33].

Проаналізувавши типи фільтрації для 2-вимірних зображень було обрано 3 фільтри, які підійдуть також для 3-вимірних моделей:

- фільтр середнього арифметичного значення;
- фільтр Гаусса;
- медіанний фільтр.

Медіанний фільтр відноситься до фільтрів нелінійної фільтрації. Основною перевагою даного фільтра є придушення двійкового шуму. Принцип дії даного фільтра полягає в тому, що пікселі всередині маски фільтра упорядковуються в результаті вибирається один піксель, зокрема, медіанний фільтр вибирає середнє значення, за яким в результаті буде відновлюватися яскравість головного пікселя. Що стосується застосування медіанних фільтрів, то вони добре пригнічують подвійний шум без розмивання зображення [10, 11].

На рисунку 2.9 представлені результати роботи медіанного фільтра, на рисунку 2.9 а – зображення з імпульсним зашумленням, а на рисунку 2.9 б – результат роботи медіанного фільтра.



а)

б)

Рисунок 2.9 – Приклад використання медіанного фільтра

Ідея керованого усереднення полягає в тому, що даний фільтр має деякі вільно регульовані параметри, які контролюють процес фільтрації. Основною перевагою такої схеми фільтрації є можливість створення маски згортки, яка

буде залежати від текстури зображення. Що стосується зваженого усереднення, то в цьому випадку кожен піксель входить в суму згортки зі своїм ваговим множником [11, 42].

Таким чином, обробка зображення низького рівня є комплексним завданням і залежить від безлічі факторів і конкретної мети. Крім того, при виборі фільтра необхідно орієнтуватися не тільки на вигляд зашумленості, а й на саме зображення [42,43].

Лінійна віконна фільтрація зображень в просторовій області полягає в обчисленні лінійної комбінації значень яскравості пікселів у вікні фільтрації з коефіцієнтами матриці ваг фільтра, що називається також маскою, або ядром, лінійного фільтра [42, 43].

Розглянемо обчислення такої лінійної комбінації на прикладі вікна фільтрації розміром 3×3 . При цьому маска фільтра представляється матрицею виду (1):

$$\begin{array}{lll} \text{Mask}[-1,-1] & \text{Mask}[-1,0] & \text{Mask}[-1,1] \\ \text{Mask}[0,-1] & \text{Mask}[0,0] & \text{Mask}[0,1] \\ \text{Mask}[1,-1] & \text{Mask}[1,0] & \text{Mask}[1,1], \end{array} \quad (1)$$

а відповідний фрагмент зображення з центральним пікселем $\text{Im}(x, y)$, до якого на поточному кроці застосовується даний фільтр, має вигляд (2):

$$\begin{array}{lll} \text{Im}[x-1,y-1] & \text{Im}[x-1,y] & \text{Im}[x-1,y+1] \\ \text{Im}[x,y-1] & \text{Im}[x,y] & \text{Im}[x,y+1] \\ \text{Im}[x+1,y-1] & \text{Im}[x+1,y] & \text{Im}[x+1,y+1]. \end{array} \quad (2)$$

Результат лінійної фільтрації для даного вікна (для даного центрального пікселя) описується наступною простою формулою (3):

$$\begin{aligned} \text{Im}'[x,y] &= \sum_i \sum_j (\text{Im}[x+i,y+j] \times \text{Mask}[x+i,y+j]), \\ i &= -h\text{WinX} \dots h\text{WinX}, j = -h\text{WinY} \dots h\text{WinY}, \end{aligned} \quad (3)$$

де $h\text{WinX} = [\text{WinX} / 2]$, $h\text{WinY} = [\text{WinY} / 2]$ – напівширина і напіввисота вікна фільтрації відповідно [31].

Найпростішим видом лінійної віконної фільтрації в просторовій області є рухоме середнє у вікні. Результатом такої фільтрації є значення математичного очікування, обчислене по всіх пікселях вікна. Математично це еквівалентно згортці з маскою, всі елементи якої рівні $1/n$, де n – число елементів маски [.

На рисунках 2.10 – 2.13 наводяться приклади фільтрації рухомого середнього з різними розмірами апертури. Як видно зі збільшенням розміру вікна росте здатність фільтра пригнічувати шумову компоненту. Однак при цьому зростає і ефект «розфокусування» зображення за рахунок розмиття країв видимих об'єктів [18, 19].

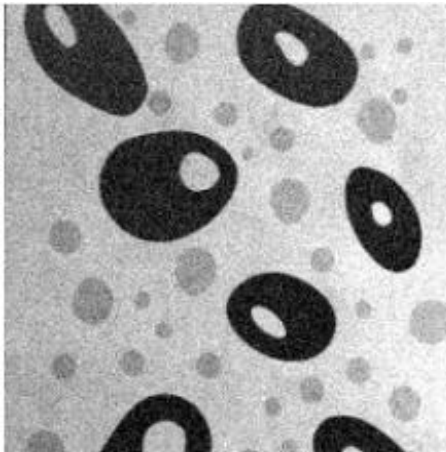


Рисунок 2.10 – Вхідне зображення

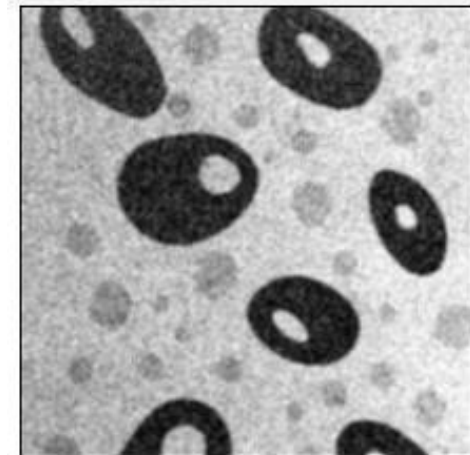
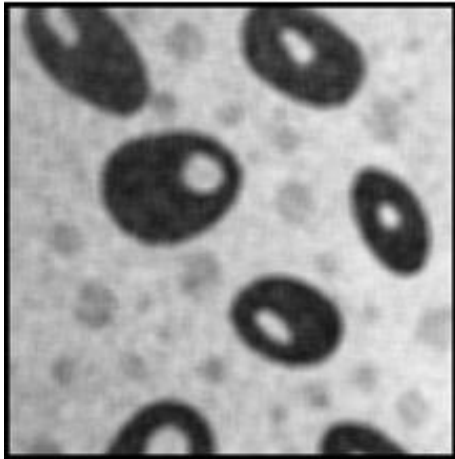
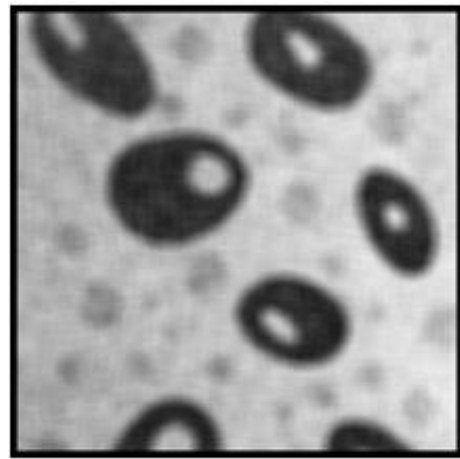


Рисунок 2.11 – Фільтрація 3×3

Рисунок 2.12 – Фільтрація 5×5 Рисунок 2.13 – Фільтрація 7×7

Як видно з прикладу, фільтр «рухоме середнє» має меншу спроможність до придушення шумової компоненти в порівнянні з раніше розглянутим медіанним фільтром.

Пригнічення шуму за допомогою фільтра усереднення має істотний недолік: всі пікселі в масці фільтра на будь-якій відстані від оброблюваної точки впливають на результат однаково. Більш ефективно шумопригнічення можна здійснити, якщо вплив пікселів на результат буде зменшуватися зі збільшенням відстані. Так влаштована гаусівська фільтрація. Вплив пікселів один на одного при фільтрації гаусом обернено пропорційно квадрату відстані між ними [46].

Використовуючи дискретні наближення двовимірної функції Гаусса, можна отримати і інші гаусові ядра більшого розміру. Згладжуючі, або фільтруючі, маски лінійних фільтрів повинні мати суму всіх елементів рівну 1. Дана умова нормування гарантує адекватний відгук фільтра на постійний сигнал (постійне зображення $\text{Im}[x, y] = \text{const}$).

За допомогою функції IMAQ Convolute (рис. 2.14) у NI Labview була реалізована лінійна фільтрація зображення.

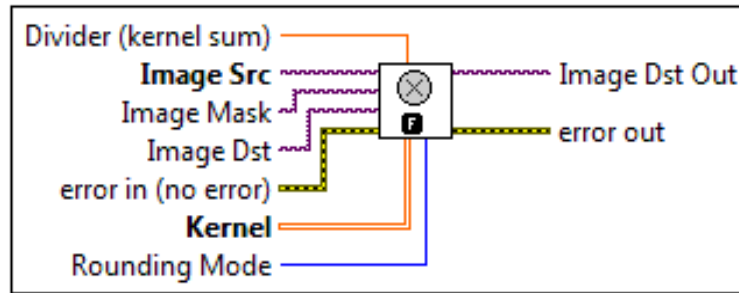


Рисунок 2.14 – Функція IMAQ Convolute

На рисунку 2.15 показана маска фільтра Гаусса 5×5 . Натискання кнопки Apply this kernel викликає обробку вихідного зображення цієї маскою. Результат відповідного згладжування зображення показаний на рисунку 2.16.

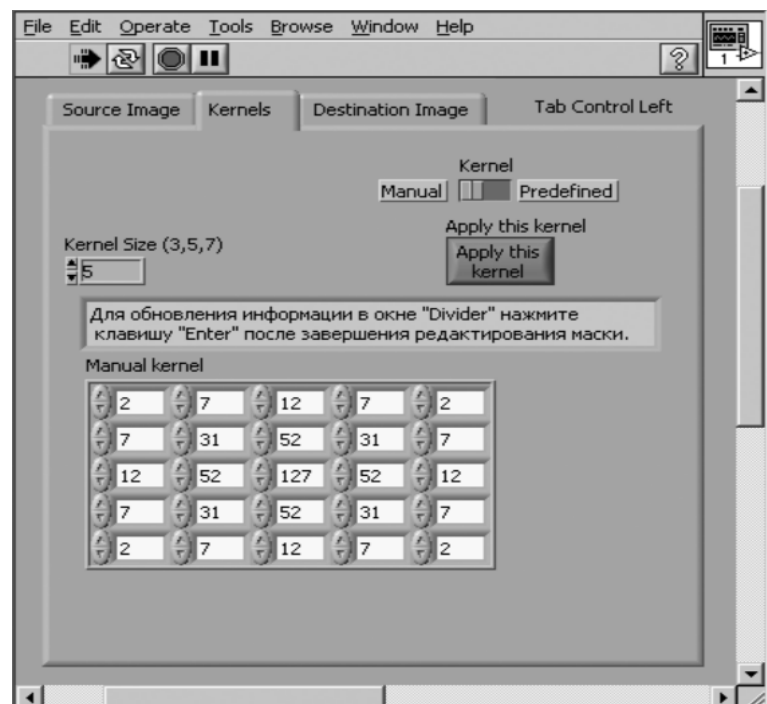
Рисунок 2.15 – Маска фільтра Гаусса 5×5



Рисунок 2.16 – Згладжування зображення маскою фільтра Гаусса 5×5

Якщо надати більш близьким точкам околиці суттєвіший вплив на остаточний результат, ніж далеким, то стійкість результатів фільтрації на краях областей підвищується. Це перевага гаусівської фільтрації. Також треба розуміти, що при збільшенні розміру маски збільшується розмиття зображення.

Висновок до розділу 2

Середовищем розробки і моделювання було обрано NI LabVIEW, оскільки, по-перше, в ньому доступна величезна кількість готових фрагментів коду, а по-друге, найважливіша для цілей роботи підпрограма 3D Image Reconstructor в цьому середовищі має відкритий код на відміну від широко відомих засобів, наприклад, 3D Doctor, Mimix. Це дозволяє змінювати відповідні алгоритми, додавати підпрограми обробки та фільтрації.

РОЗДІЛ 3

ФІЛЬТРАЦІЯ ЗОРАЖЕНЬ ЗА ДОПОМОГОЮ ПРОГРАМИ LABVIEW

В якості програмного середовища розробки обрана NI LabVIEW, яка в даний час є неформальним стандартом в галузі медико-біологічного приладобудування і медико-біологічних досліджень і легко вбудовується в більшість сучасних програмно-апаратних комплексів [18].

LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench – середовище розробки віртуальних приладів) є середовищем програмування, за допомогою якого можна створювати додатки, використовуючи графічне представлення всіх елементів алгоритму. Однак LabVIEW являє собою значно більше, ніж просто алгоритмічну мову. [20].

NI LabVIEW (National Instrument Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) – середовище розробки лабораторних віртуальних приладів) дуже зручна для додатків, які створюються і використовуються не програмістами, а фахівцями інженерної галузі, зокрема біомедичними інженерами. Замість текстових мов програмування зі складними синтаксичними правилами тут використовується графічна мова G, яка має більш звичний для інженерів вид блок-діаграм [19].

LabVIEW має гнучкий і простий для програмування графічний інтерфейс, він відмінно підходить для моделювання процесів, презентації ідей, створення додатків загального характеру. При цьому сама програма виглядає як набір функціональних вузлів, з'єднаних провідниками для передачі даних [21].

LabVIEW є високоефективною і простий в використанні для проектування, управління та запуску з синхронізацією розподілених систем. Для задоволення поточних і перспективних потреб користувачів LabVIEW забезпечує:

- підтримку різних архітектур і платформ виконання;

- моніторинг і управління розподіленими вузлами системи з єдиної інтерактивної оболонки;
- спрощення передачі даних між різними обчислювальними вузлами за допомогою нової змінної загального доступу;
- підтримку безлічі варіантів синхронізації і вузлів розподілених систем через Ethernet [20].

Поряд з універсальними засобами розробки комп'ютерних вимірювально-контрольних систем, National Instruments пропонує також широкий спектр спеціалізованих програмних бібліотек і апаратних модулів. Однією із спеціалізованих апаратно-програмних технологій National Instruments є платформа машинного зору (NI Vision), що складається з технології захоплення зображення IMAQ (I Mage Ac Quision) і програмної технології його обробки та аналізу [44].

NI Vision містить набір оптимізованих функцій для роботи з кольоровим, чорно-білим, бінарним зображенням, включаючи фільтрацію, статистичні та геометричні зміни форми, зіставлення зі зразком, вимірювання параметрів зображення. Комплект драйверів для роботи з відеокамерами NI IMAQ сумісний з усім програмним забезпеченням National Instruments, включаючи NI DAQ. Це дозволяє легко інтегрувати роботу із зображенням в будь-який продукт National Instruments. Головна відмінна риса NI IMAQ – велика бібліотека спеціальних функцій. Серед них і шаблони налаштування самих камер і функції виділення пам'яті, ініціації запуску і власне отримання зображення як в постійному режимі так і в режимі одного знімка. Зручним і функціональним доповненням до NI Vision, що істотно розширюють можливості користувача, є NI Vision Assistant. Він дозволяє легко створювати власні підпрограми, які здійснюють захоплення, фільтрацію, обробку, аналіз і редагування зображення, зміна налаштувань використовуваних камер. Ці підпрограми імпортуються в LabVIEW. Основні переваги такого підходу – наочність – результат застосування функції видно відразу, простота

використання і освоєння. Перша група цих функцій дозволяє максимально просто і ефективно управляти всіма пристроями IMAQ і забезпечує їх синхронізацію з іншими апаратними вузлами системи. Друга, істотно ширша група програмних функцій, призначена для обробки та аналізу вже введеного зображення, у тому числі в реальному масштабі часу. Вона може працювати із зображеннями в чорно-білому (двійковому), градієнтному (відтінки сірого) і кольорових форматах [28, 44].

Основні функції IMAQ, використовувані в алгоритмі: IMAQ Calibration, функції гістограмного обробки IMAQ MathLookup, мультипорогова сегментація IMAQ MultiThreshold, фільтрація зображення в просторовій області IMAQ GetKernel, функція виділення контурів IMAQ EdgeDetection, видалення крайових областей IMAQ RejectBorder, виділення геометричних примітивів IMAQ Find Vertical Edge [30].

Функції обробки зображень забезпечують різні геометричні перетворення, фільтрацію, зважування, корекцію, калібрування. Функції аналізу ще більш різноманітні і включають в себе пошук і виділення країв об'єктів, визначення геометричних параметрів (розміри, кути нахилу, перерізи, площі) об'єктів, різні методи статистичного і морфологічного аналізу зображень, пошук і розпізнавання об'єктів по маскам, а також класифікацію об'єктів [29]. Слід зазначити, що в кожній новій версії бібліотеки IMAQ Vision з'являються нові, розширені функції аналізу зображень і машинного зору.

Зокрема, серед готових підпрограм цього середовища зручним для використання є 3D-реконструктор, що призначений саме для відтворення 3D-об'єкта за його томографічними зображеннями. Його переваги пов'язані з відкритим кодом підпрограми, що дозволяє модернізувати її для конкретних задач, а також з можливістю обробки файлів комп'ютерної томографії будь-якого формату [28].

Комп'ютерна томографія зараз досягла значного розвитку і оснащена могутнім комп'ютерним математичним апаратом. Також існує багато програмних засобів для обробки, фільтрації, редагування звичайних 2-вимірних зображень. Але фільтрації 2-вимірних зображень недостатньо для згладжування поверхонь 3-вимірних моделей. А в пакетах математичного забезпечення комп'ютерної томографії на такі фільтри зверталось недостатньо уваги, бо метою комп'ютерної томографії зазвичай є діагностика захворювань, коли будь-яка суттєва фільтрація зображень може знищити діагностичні ознаки [18].

Тримірна реконструкція складних біологічних поверхонь грає важливу роль в медичній діагностиці, так як дозволяє не тільки коректно відображає органи і тканини, але і створювати апроксимацію меж анатомічних структур за допомогою простих геометричних об'єктів. Геометрична модель може бути використана в подальшому для математичного моделювання механічних, електричних та інших властивостей біологічного об'єкту, а також для створення реальних фізичних моделей.

В основі реконструкції поверхні трьохмірного об'єкту лежить принцип визначення меж розподілу окремих органів і тканин. Виділення меж служить в якості орієнтирів для формального опису поверхні.

Проблема полягає в тому, що з 3-вимірного масиву вокселів треба побудувати модель, наприклад, кістки. Стандартна процедура для цього полягає у виборі в масиві всіх вокселів, що мають однакові значення (тобто, з однаковим КТ-числом Хаунсфілда), і з'єднанні їх 3-вимірною поверхнею, так званою ізо-поверхнею. Це значення КТ-числа в програмі обирається в ручному режимі і контролюється візуально по результатам 3D-реконструкції на екрані. Різні значення числа відповідають побудові ізо-поверхні по границі або кістки, або хрящового прошарку, або шкіри, або глибинних структур кістки. Для побудови прототипу моделі це було б не так складно з урахуванням візуального контролю на екрані.

Але виявляється, що такі ізо-поверхні дуже нерівні. І це зрозуміло, адже, наприклад, розподіл кальцію або фосфору в кістках нерівномірний, а це впливає на рентгенівську прозорість відповідних мікроділянок кістки. Якщо друкувати модель з такою поверхнею на 3D-принтері безпосередньо, то задовільної якості щодо прототипування протезу не буде.

Такої нерівномірності не помітно на екрані, наприклад, програми 3D Doctor, тому що там не будуються ізо-поверхні, а просто пікселі точок екрану мають різну прозорість, що відповідають рентгенівській прозорості вокселів об'єкту. Візуально нерівномірність прозорості пікселів майже непомітна.

Поверхня в трьохмірному просторі може бути представлена у вигляді функції трьох змінних:

$$S(u, v) = x(u, v), y(u, v), z(u, v),$$

де:

S – поверхня;

x, y, z – декартові координати поверхонь;

u, v – криволінійні координати на поверхні.

Необхідність взаємного перетворення координат обумовлена тим, що трьохмірні медичні зображення представлені в декартових координатах, а вирахування зручніше проводити в координатах поверхні, яка реконструюється [27].

Лабораторія LabVIEW Biomedical Toolkit – Іце набір готових до використання прикладних програм, утиліт та алгоритмів, призначених для спрощення використання програмного забезпечення LabVIEW у фізіологічному DAQ, обробці сигналів та обробці зображень. Набір інструментів включає в себе програми, що часто використовуються у навчанні фізіології, біоінструментації та обробки біомедичних сигналів, і

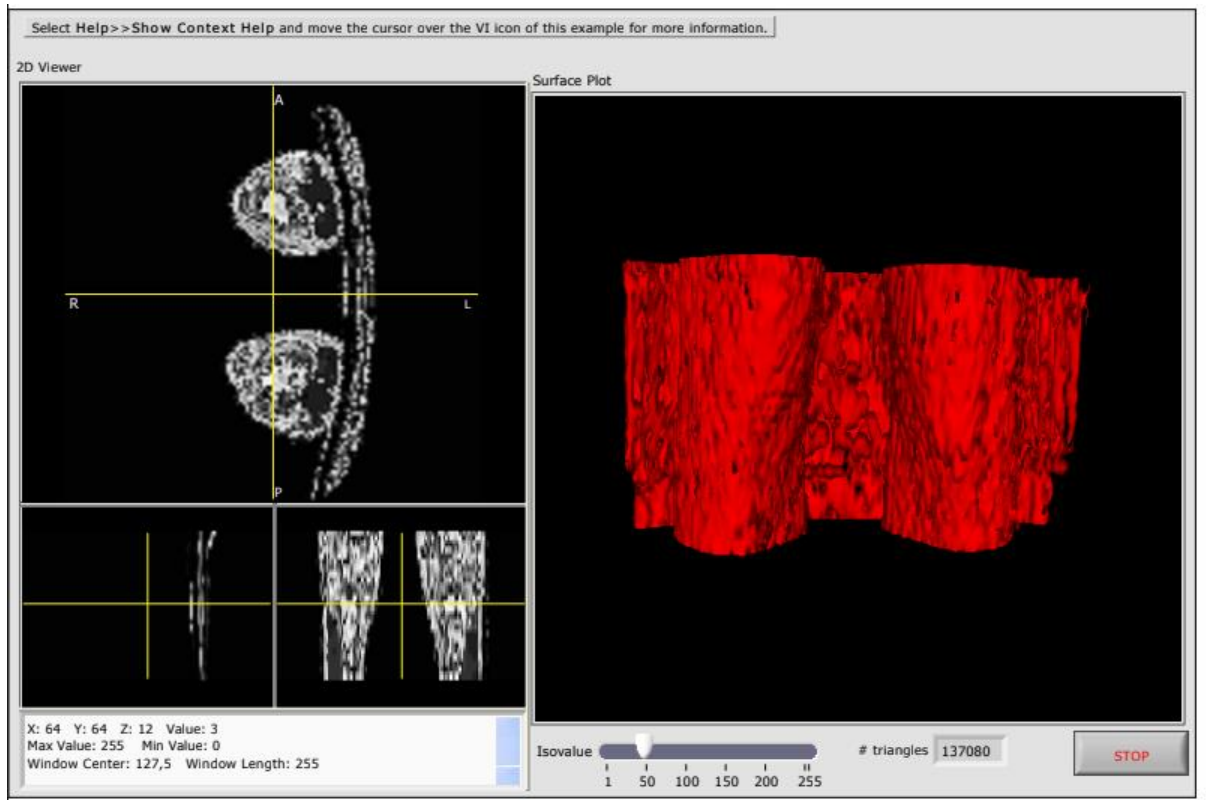


Рисунок 3.2 – 3Dмодель, побудована в програмі LABView

Отримавши трьохвимірну модель, бачимо, що вона потребує фільтрації.

Ослаблення впливу шуму різної природи досягається шляхом застосування операції «фільтрація». У загальному випадку під фільтрацією варто розуміти застосування процедур, за допомогою яких зображення позбавляється від недостовірної (іноді неважливої) інформації. Процедура, вхідними даними для якої є значення інтенсивності геометрично центрального пікселя, його найближчих сусідів, а також в деяких випадках вагові коефіцієнти маски, полягає в розрахунку значення нової інтенсивності центрального пікселя [44].

Зображення, сформовані різними інформаційними системами спотворюються впливом перешкод різного характеру. При вирішенні деяких завдань обробки зображень в ролі перешкод можуть виступати компоненти самого зображення. Наприклад, при аналізі об'єктів на складному фоні, фон

теж являє собою перешкоду. Перешкоди ускладнюють візуальний аналіз зображення і його автоматичну обробку. Ослаблення дії перешкод досягається фільтрацією [30].

Обробка зображення в просторовій області пов'язане напряму з пікселями зображення і включає в себе дві важливі групи методів обробки:

- перетворення яскравості зображення;
- просторова фільтрація.

Як уже було відзначено вище, обробка цифрових зображень в просторовій області пов'язане безпосередньо з пікселями зображення. Процеси, які відбуваються в просторовій області, можна визначити таким рівнянням:

$$g(x, y) = T[f(x, y)], \quad (1)$$

де:

$f(x, y)$ – вхідне зображення,

$g(x, y)$ – вихідне (оброблене) зображення,

T – деякий оператор над f , який визначений в деякому середовищі точки з координатами (x, y) .

Основний підхід до визначення просторової середовища навколо точки з координатами (x, y) полягає у використанні квадратної або прямокутної області з центром в точці з координатами (x, y) . Центр заданої підобласті переміщається від пікселя до пікселя, і при цьому в кожній точці відбувається перетворення T , в результаті чого формується вихідне зображення $g[1]$.

Існують різні види фільтрації, однак для вирішення прикладної задачі обробки томографічних зрізів була розглянута медіанна, «рухоме середнє у вікні » та фільтрація Гаусса.

Розробка фільтру проходить в п'ять етапів:

1. Специфікація вимог до фільтру.
2. Обчислення відповідних коефіцієнтів фільтра.
3. Подання фільтра придатною структурою.
4. Аналіз впливу кінцевої розрядності на продуктивність фільтра.
5. Реалізація фільтра на програмному та / або апаратному рівні.

Специфікація вимог включає специфікації:

- характеристика зображень;
- характеристик фільтра;
- принципу реалізації;
- інші вимоги до структури.

При здійсненні фільтрації характеристики яскравості кожної точки зображення, замінюються іншим значенням яскравості, яке визнається в найменшій мірі спотвореним перешкодою [26].

3.1 Нелінійна рангова фільтрація

Нелінійна рангова фільтрація полягає в впорядкуванні по зростанню інтенсивності пікселів елементів апертури. Апертурою називають область, яка визначена центральним пікселем і його сусідами. Рангові фільтр порядку r ($1 < r < N$, де N – число елементів в апертурі) вибирає з отриманого ряду елемент з номером r і привласнює його значення центральному пікселю [44]. Медіанним називається ранговий фільтр порядку:

$$r = \frac{N + 1}{2}.$$

Медіанна фільтрація є ефективним способом придушення імпульсних шумів, які, зокрема, неминуче з'являються в знімках умовах малого освітлення [18, 24]. Алгоритм медіанної фільтрації є масковим:

- Для кожної точки вихідного зображення береться деяка околиця (наприклад, 3x3).
- Точки даного середовища сортуються за зростанням яскравості.
- Середина (медіанна) точка (5 для фільтра 3x3) відсортованого середовища записується в статочне зображення.
- На наступному кроці вікно пересувається на один відлік і обчислення повторюються. Крайні значення масиву дублюються стільки раз, щоб можна було застосувати вікно до першого і до останнього значенням [24] .

Медіанний фільтр можна застосовувати як для 2-вимірних зображень так і для 3-вимірних моделей. Сутність цього фільтру полягає у придушенні шуму. Процедура фільтрації припускає, що вікно фільтрації рухається поступово по вхідному зображенню, при цьому в кожному положенні вікна відбувається аналіз усіх пікселів, що входять до цього вікна, і на основі такого аналізу розраховується певним чином і присвоюється значення яскравості центральному пікселю. Сформоване таким чином зображення називається результатом фільтрації [44].

За допомогою функції IMAQ NthOrder (рис. 3.3) у NI Labview була реалізована нелінійна рангова фільтрація.

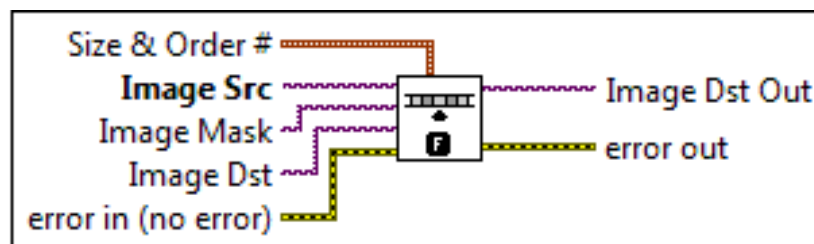


Рисунок 3.3 – Функція IMAQ NthOrder

В якості вхідних параметрів виступають:

- вхідне зображення Image Src;
- область інтересу Image Mask;
- шаблон вихідного зображення Image Dst;
- Size & Order - розмір вікна фільтрації і порядковий номер елемента маски відповідно;
- повідомлення про помилки error in (no error).

На вихід IMAQ NthOrder видає зображення Image Dst Out, яке записується в Image Dst, якщо Image Dst подано на вхід. В іншому випадку результат Image Dst Out записується в Image Src [35].

Блок-схема медіанного фільтра показана на рисунку 3.4.

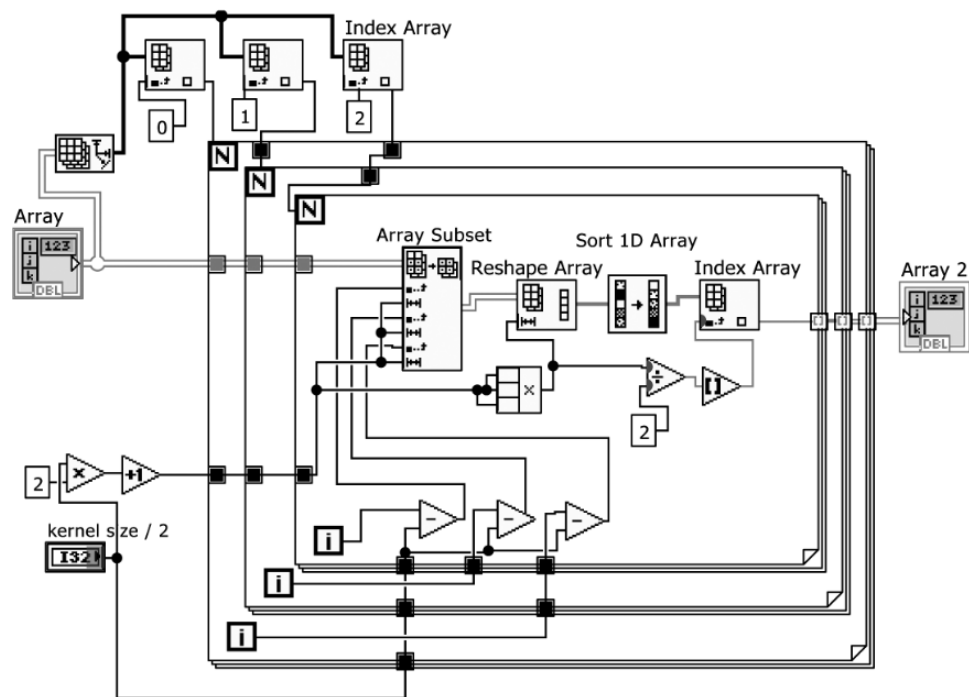


Рисунок 3.4 – блок-діаграма структури медіанного фільтра

Фільтр вбудовується в алгоритм підпрограми 3D-реконструктора. Суть медіанного рангового фільтра полягає у тому, що за допомогою вікна фільтрації проводиться аналіз яскравості пікселів і вибирається центральне значення. Результати фільтрації показані на рисунках 3.5 – 3.6.

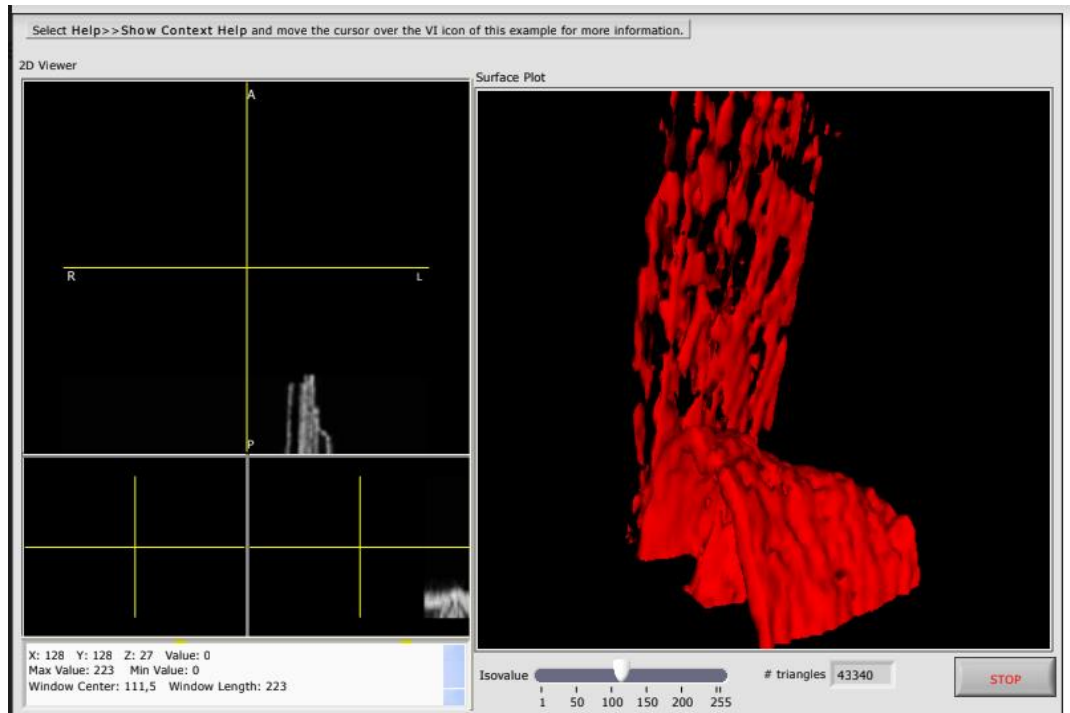


Рисунок 3.5 – Результати медіанної фільтрації (3x3)

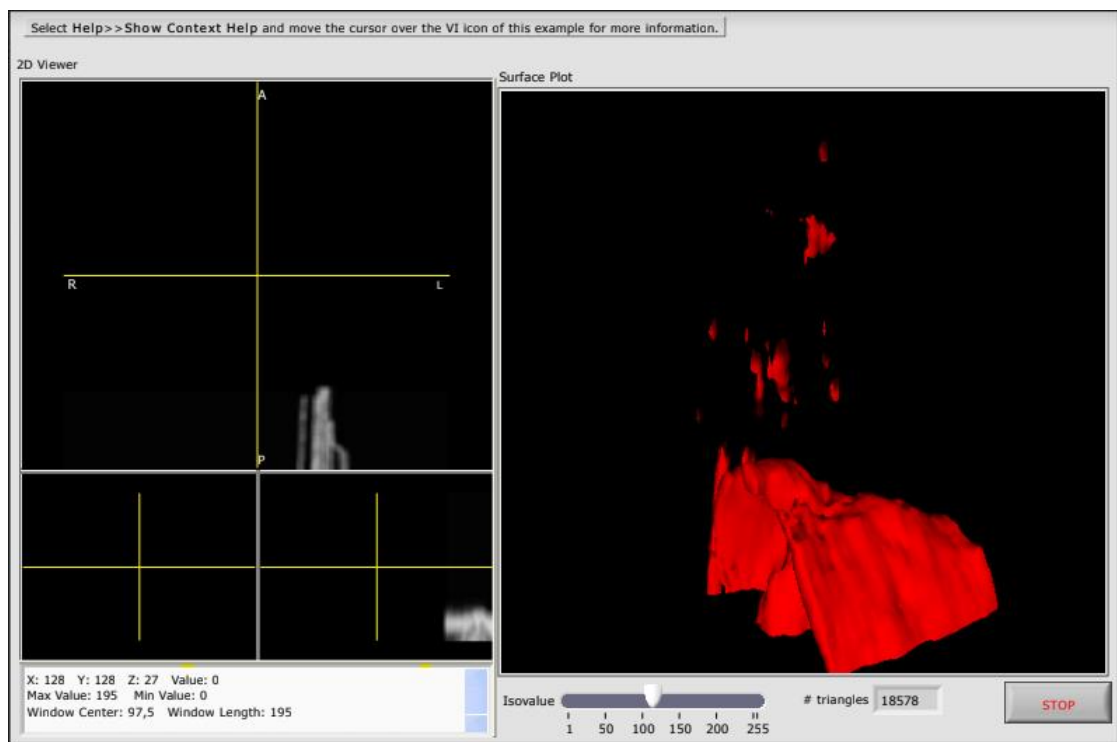


Рисунок 3.6 – Результати медіанної фільтрації (5x5)

При аналізі результатів обробки вхідного зображення згладжуючими фільтрами, варто відзначити медіанний фільтр з розміром апертури 3. Оброблене зображення зберігає дрібнорозмірні об'єкти, при цьому не

спотворюються такі параметри, як межа і інтенсивність зображення. При розмірі апертури 5 відбувається зниження чіткості знімка [46].

При аналізі отриманих даних чітко спостерігається зникнення малорозмірних об'єктів при значенні рангу менше середнього. Також змінюються різкі перепади значень яскравості на зображеннях при значенні рангу менше та вище середнього. Границі контурів при значенні рангу вище середнього спотворюються. В результаті застосування медіанної фільтрації вищезазначені показники дають задовільний результат. Але медіанна фільтрація має свої недоліки. Зокрема, при збільшенні розміру маски відбувається розмиття контурів зображення і, як наслідок, зниження чіткості зображення [19,20,44].

3.2 Лінійна фільтрація

Лінійна фільтрація зображення являє собою обчислення лінійної комбінації значень інтенсивності пікселів зі значеннями вагових коефіцієнтів матриці фільтра, яка називається маскою або ядром [18]. Маска фільтра має вигляд (2):

$$\begin{array}{lll} Mask[-1, -1] & Mask[-1,0] & Mask[-1,1] \\ Mask[0, -1] & Mask[0,0] & Mask[0,1] \\ Mask[1, -1] & Mask[1,0] & Mask[1,1], \end{array} \quad (2)$$

а відповідний фрагмент вхідного зображення з центральним пікселем представляє (3):

$$\begin{array}{ccccc}
I[x-1, y-1] & I[x-1, y] & I[x-1, y+1] \\
I[x, y-1] & I[x, y] & I[x, y+1] \\
I[x+1, y-1] & I[x+1, y] & I[x+1, y+1].
\end{array} \quad (3)$$

Результат фільтрації даного фільтра і фрагмента зображення описується формулою (4,5):

$$I[x, y] = \sum_i \sum_j (I[x+i, y+j] \times \text{Mask}[x+i, y+j]). \quad (4)$$

$$i = -hWinX \dots hWinX, j = -hWinY \dots hWinY, \quad (5)$$

де $hWinX = \frac{WinX}{2}$, $hWinY = \frac{WinY}{2}$ – напівширина та напіввисота вікна фільтрації відповідно. Результат застосування операції називається згорткою зображення з маскою Mask [44].

Процес просторової фільтрації базується на лінійному переміщенні маски фільтра від точки до точки зображення – в кожній точці (x, y) відгук фільтра обчислюється з використанням попередньо заданих зв'язків. У разі лінійної просторової фільтрації відгук задається сумою добутку коефіцієнтів фільтра на відповідні значення пікселів в області, покритої маскою фільтра [18,19].

Простим видом фільтрації є «рухоме середнє у вікні». Результатом фільтрації служить математичне очікування, обчислене по всім пікселям апертури. Іншими словами це згортка зображення з маскою, всі елементи якої рівні (6):

$$\text{Mask}[x+i, y+j] = \frac{1}{N'} \quad (6)$$

де N – число елементів апертури.

Результат роботи фільтра «рухоме середнє у вікні» дає ефект «розфокусування» при збільшенні розміру апертури.

За допомогою функції IMAQ Convolute (рис. 3.7) у NI Labview була реалізована лінійна фільтрація зображення.

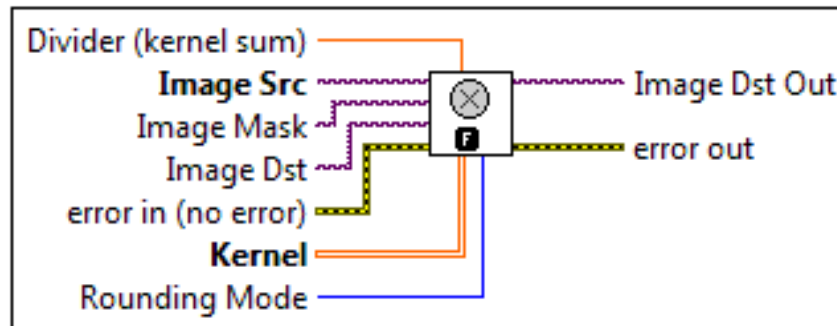


Рисунок 3.7 – Функція IMAQ Convolute

В якості вхідних параметрів IMAQ Convolute приймає:

- вихідне зображення Image Src;
- область інтересу Image Mask, яку можна вирізати за допомогою IMAQ ROIToMask;
- шаблон вихідного зображення Image Dst;
- маску лінійного фільтра Kernel, з якої розраховується згортка зображення;
- Divider (kernel sum) - суму всіх значень комірок маски Kernel (для нормування вихідного значення фільтра);
- повідомлення про помилки error in (no error) [35].

Слід зазначити, що фільтруючі маски лінійних фільтрів мають суму рівну 1, це умова нормування [28].

На рисунку 3.8 зображена блок-діаграма LabVIEW фільтру середнього рухомого значення.

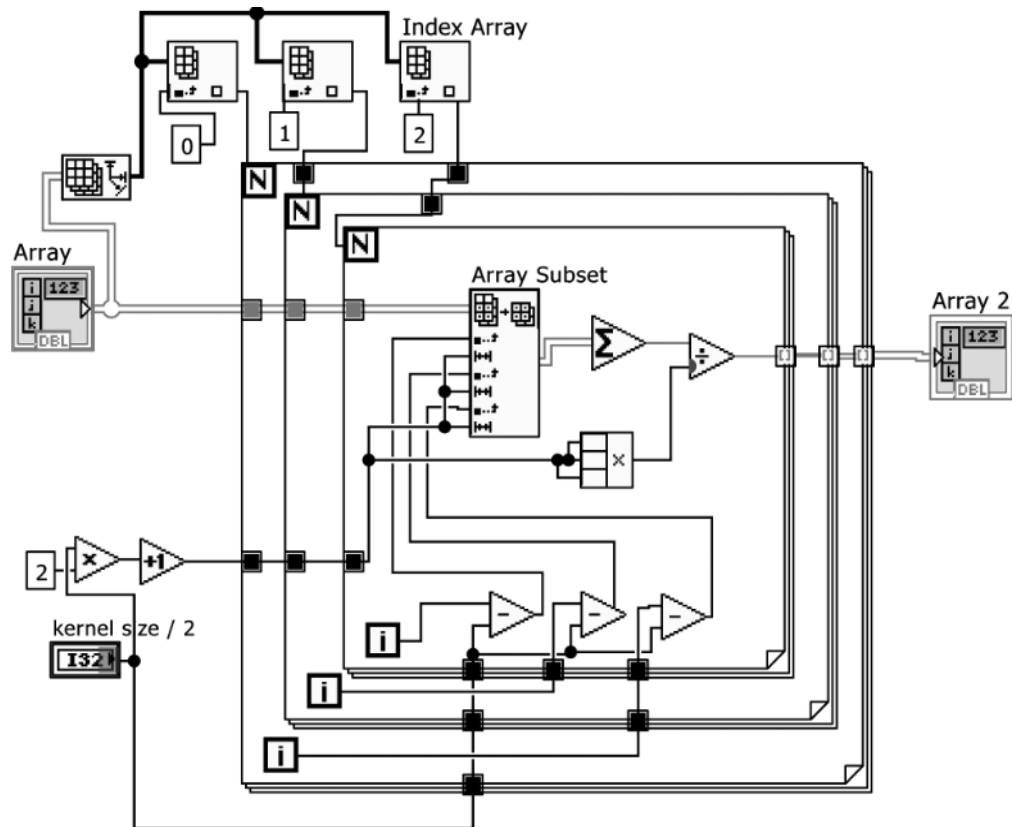


Рисунок 3.8 – блок-діаграма лінійного фільтру

Принцип дії такого фільтру заснований на підсумовуванні числових значень пікселів в середині маски і діленні отримані суми на число пікселів.

Ідея керованого усереднення полягає в тому, що даний фільтр має деякі вільно регульовані параметри, які контролюють процес фільтрації. Основною перевагою такої схеми фільтрації є можливість створення маски згортки, яка буде залежати від текстури зображення [35, 36].

За допомогою функції IMAQ GetKernel (рис. 3.9) маска створюється автоматично.

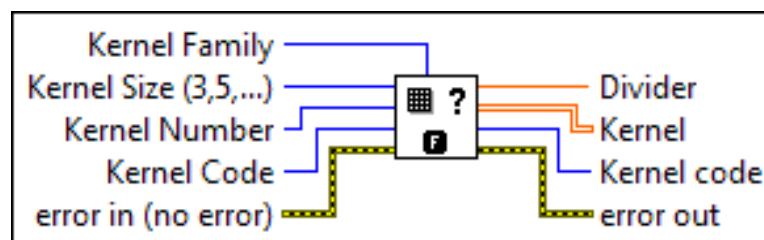


Рисунок 3.9 – Функція IMAQ GetKernel

В якості вхідних параметрів виступають:

- сімейство фільтрів Kernel Family (приймає значення: 1 – градієнтний фільтр, 2 – фільтр Лапласа, 3 – згладжувальний фільтр, 4 – фільтр Гауса);
- розмір маски Kernel Size;
- номер маски, яку застосовують Kernel Number;
- код, яким можна описати конкретну фільтрацію Kernel Code. Наприклад, при застосуванні фільтрації Гауса, перша цифра буде 4, розмір маски 3×3 , тому друга цифра буде 3, маску з номером 3, третє число 03 [35].

Отримана 3D модель після обробки лінійним фільтром – рухоме середнє значення зображені на рисунку 3.10 – 3.11.

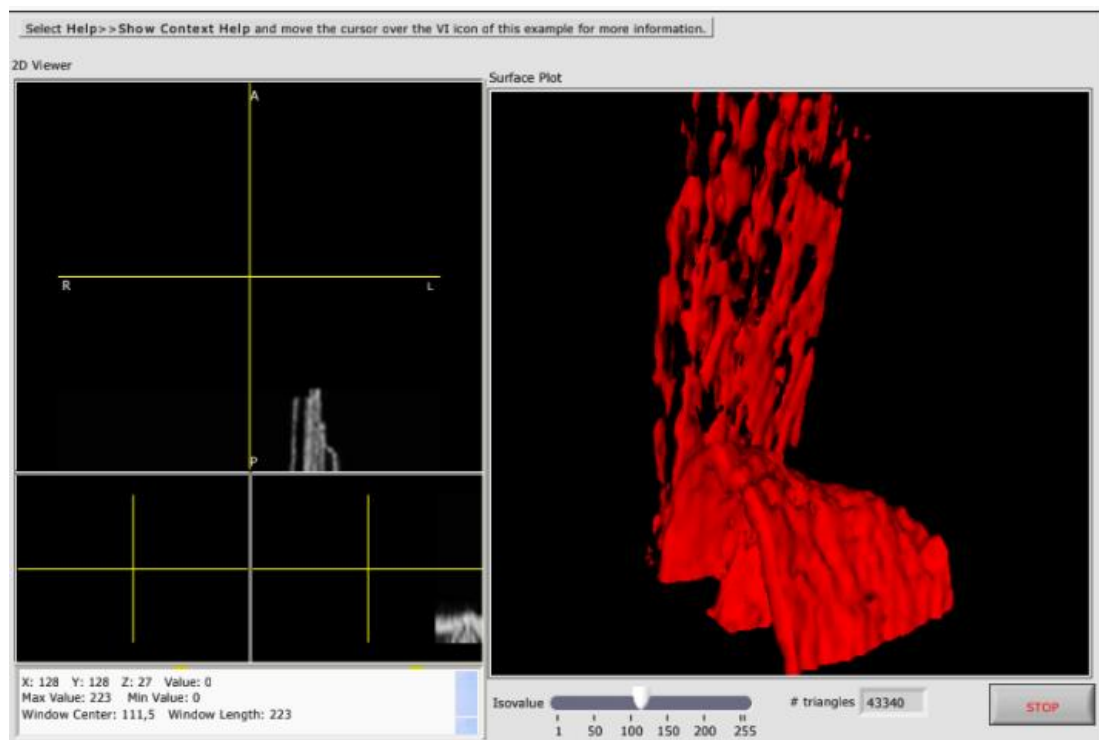


Рисунок 3.10 – Результат лінійної фільтрації (3x3)

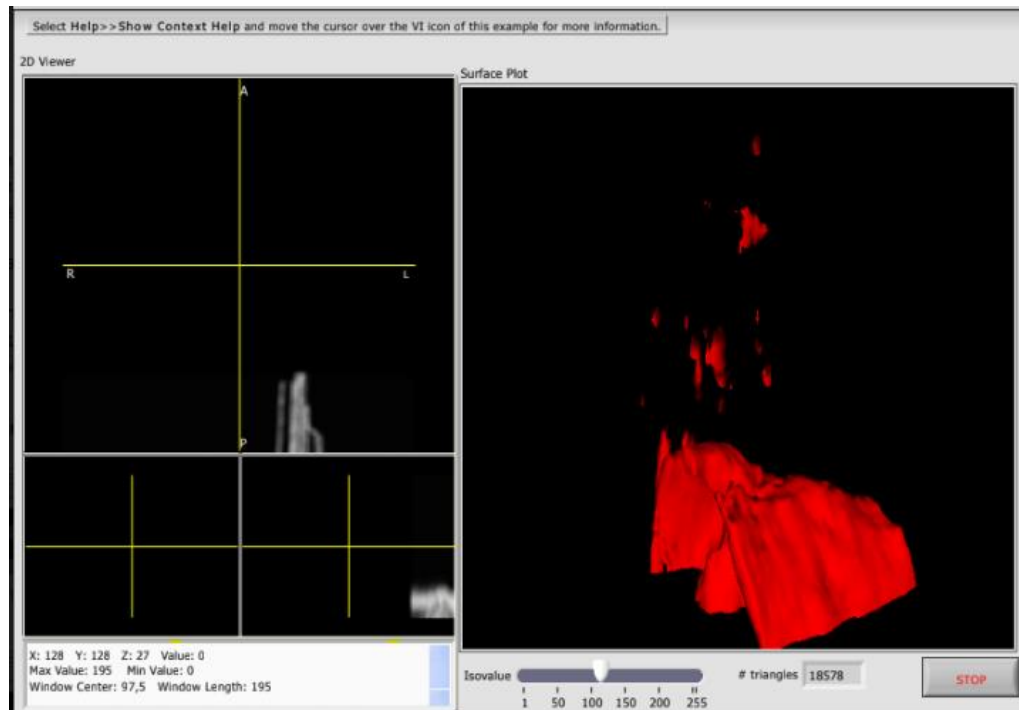


Рисунок 3.11 – Результат лінійної фільтрації (5x5)

Чим більше вікно середнього значення, тим більше даних беруть участь в розрахунку середнього, тим більш згладженим виходить 3Dмодель.

3.3 Фільтрація Гаусса

Іншим видом лінійної фільтрації є фільтрація Гаусса. Ідея полягає в згортці зображення з маскою, елементи якої розподілені за нормальним законом.

Для того, щоб згладити зображення і при цьому надати більший вплив на остаточний результат близьким точкам, ніж далеким використовується фільтр Гаусса. При збільшенні розміру апертури спостерігається відносно невелика розмиття знімка. Блок-діаграма фільтра Гаусса в програмному середовищі LabVIEW показана на рисунку 3.12 [44]

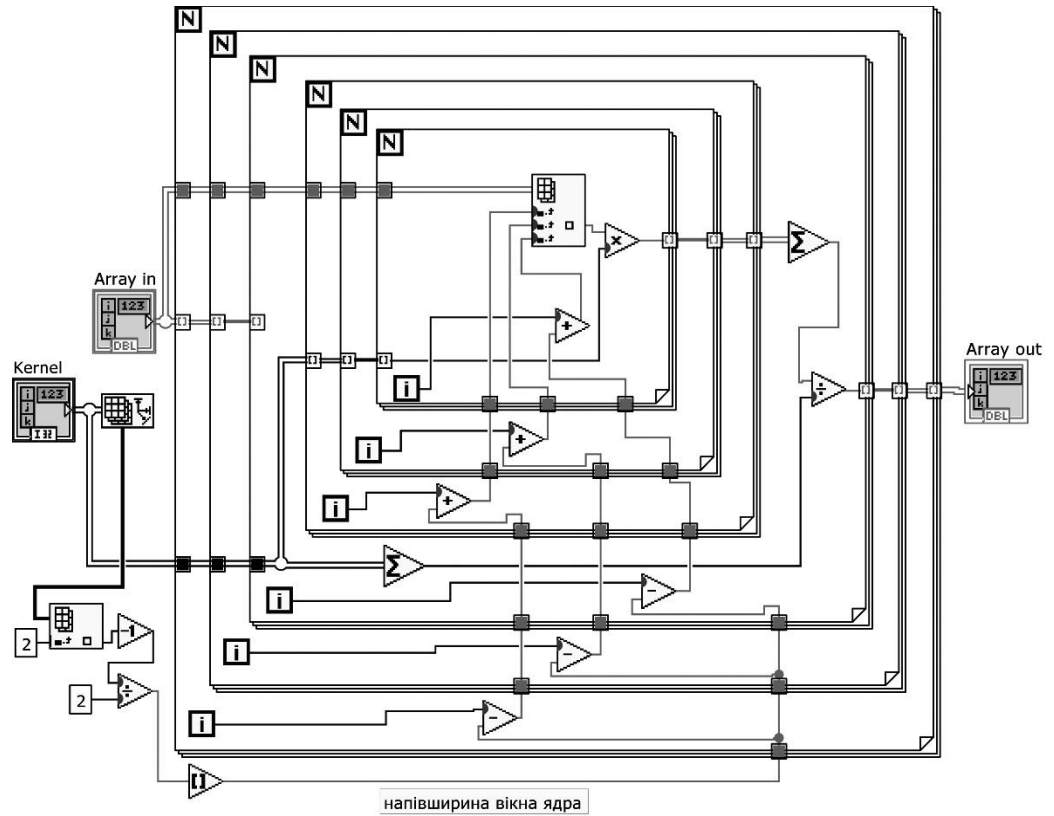


Рисунок 3.12 – 3-вимірний фільтр Гаусса для 3D-реконструктора

На рисунку 3.13 показана модель без фільтрації.

Удосконалення 3Dмоделі за допомогою фільтра Гаусса дає змогу зменшити рівень шуму у зображенні. Результати фільтрації показані на рис.3.14.

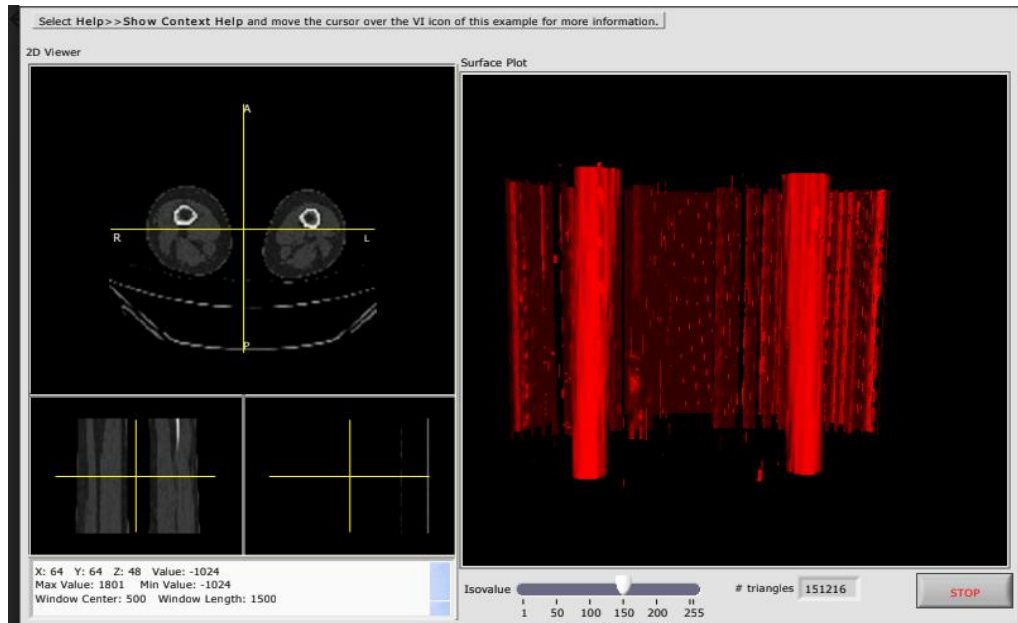


Рисунок 3.13 – 3D модель без фільтрації

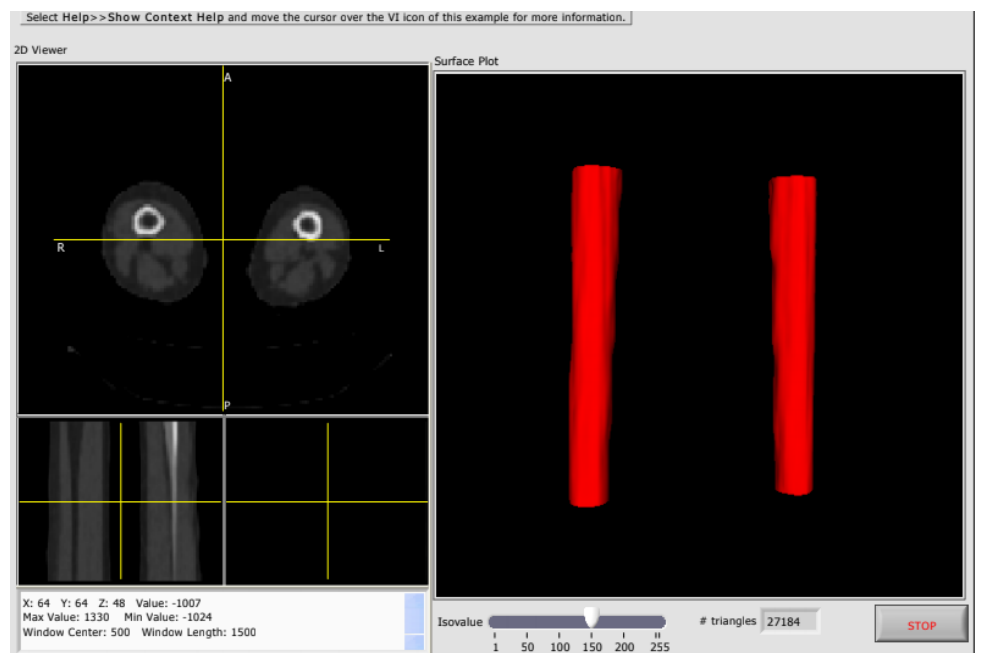


Рисунок 3.14 – 3D модель з застосуванням фільтра Гаусса

Виходячи з отриманих даних, можна зробити кілька висновків.

Висновки до розділу 3

Суб'єктивний погляд на фільтрацію знімків дозволяє відзначити, що медіанний фільтр набагато гірше справляється з відновленням вхідного зображення, ніж гауссівський, оскільки зображення на його виході більш розмиті. Перевага фільтрації Гаусса також складається в швидкості роботи і за критерієм мінімуму середньоквадратичного відхилення. Слід звернути увагу, що різниця значень критеріїв фільтрів «рухоме середнє в вікні» та Гаусса незначна, але з логічної точки зору найбільш коректний результат отримуємо за допомогою гауссівської фільтрації, так як вплив на остаточний результат фільтрації зменшується при збільшенні відстані від точки до центрального пікселя.

ВИСНОВОК

Середовищем розробки і моделювання було обрано NI LabVIEW, оскільки, по-перше, в ньому доступна величезна кількість готових фрагментів коду, а по-друге, найважливіша для цілей роботи підпрограма 3D Image Reconstructor в цьому середовищі має відкритий код на відміну від широко відомих засобів, наприклад, 3D Doctor, Mimix. Це дозволяє змінювати відповідні алгоритми, додавати підпрограми обробки та фільтрації.

Поставлені в роботі задачі вирішені.

1. Обґрунтовано доцільність використання середовища NI LabVIEW для 3D-моделювання в реабілітаційній інженерії.
2. Проведено аналітичний огляд алгоритмів фільтрів для 2-вимірних зображень.
3. Узагальнені алгоритми 2-вимірних фільтрів на 3-вимірні об'єкти; розроблені відповідні програмні засоби.
4. Проаналізовані можливості використання розроблених фільтрів для задач 3D-моделювання.

При аналізі результатів нелінійної фільтрації слід виділити роботу медіанного фільтра. Оброблене зображення зберігає малорозмірні об'єкти, не спотворюються границі контурів та перепади значень яскравості. Для того, щоб не відбувалось значне зниження чіткості зображення, розмір апертури повинен бути 3×3 .

Логічно припустити, що найбільш коректний результат фільтрації дає метод Гауса. Він надає більш близьким точкам околиці суттєвіший вплив на остаточний результат, ніж далеким. Це зумовлює стійкість результатів фільтрації на краях областей. Оптимальний розмір апертури є 3×3 .

Вибір згладжуючого фільтра залежить від предметної області застосування. Існують деякі критерії оцінки якості фільтрації, серед яких

візуальна. Вибір фільтра для згладжування знімків комп'ютерної томографії буде проводитися спираючись на існуючі методи оцінки якості фільтрації зображення, а також на результати тривимірної моделі.

Щодо напрямів продовження досліджень пропонується подальша розробка інструментарію обробки комп'ютерних 3D-моделей шляхом використання аналогій з широким асортиментом відомих методів обробки 2-вимірних зображень.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Изучение поражающих факторов современной войны, приводящих к потере конечности / Е. В.Цема, А. А. Беспаленко, А. В. Динец, Б. М. Коваль. // Медицина и здравоохранение. – 2018. – С. 321–331. Режим доступа до ресурсу: <https://cyberleninka.ru/article/v/izuchenie-porazhayuschih-faktorov-sovremennoy-voyny-privodyaschih-k-potere-konechnosti>.
2. Терновой С. К. Комп'ютерна томографія: [навч. посіб.] / Терновой С. К., Абдураімов А. Б., Федотенков І. С. – М.: ГЕОТАР-Медіа, 2008. – 176 с.
3. Панової О. Є. Комп'ютерна томографія / Панової О. Є. – Харків, 2008. Режим доступа до ресурсу: <http://medic.in.ua/kompyuterna-tomografiya-v2.html>
4. Фізичні основи комп'ютерної томографії [Електронний ресурс]. – 2011. – Режим доступа до ресурсу:
<http://www.medskan.ru/informaciya/fizicheskie-osnovy-kompyuternoj-tomografii/>.
5. Хофер М. Комп'ютерна томографія / Матиас Хофер. – Москва: Мед.лит., 2008. – 224 с. – (2).
6. Фізичні основи КТ [Електронний ресурс]. – 2014. – Режим доступа до ресурсу: http://mrt-kt.ru/stati/fizika_kt.
7. Порев В. Н. Комп'ютерна графіка / Порев В. Н. – СПб.: БХВ - Петербург, 2002. – 432 с.
8. Солов'йов Н. В. / Поліпшення якості растрових зображень: [навч. посіб.] / Солов'йов Н. В., Сергєєв А.М. – СПб.:СПбГУ ИТМО. – 2010. – 158 с.
9. Залогова Л. А. Комп'ютерна графіка / Залогова Л. А. – М.: БИНОМ. Лабораторія знань. – 2006. – 212 с.
10. Артамонов Б. Н. Основи сучасних комп'ютерних технологій: [навч. посіб.] / Артамонов Б. Н., Брякалов Г. А. – СПб.:Корона. – 2002. – 448 с.

11. Обробка растрових зображень [Електронний ресурс]. – 2016. – Режим доступу до ресурсу:
https://stud.com.ua/43373/informatika/obrobka_rastrovih_zobrazhen.
12. Корольок І. П. Медична інформатика: [підр.] / Корольок І. П. – М.: ГЕОТАР, 2012. – 244 с.
13. Лінник Н. И. Багато зрізова комп'ютерна томографія в фтізіопульмонології: стандартизація дослідження і програмне забезпечення / Лінник Н. И., Мусієнко Н. Н. // Український пульмонологічний журнал. – 2012. – №3. – С. 65-69.
14. Каперусов С.Ю. PACS - система архівації й передачі зображень в променевій діагностиці / Каперусов С.Ю. // Радіологія. Практика. – 2007. – №3. – С. 69-73.
15. Худякова Л.А. Застосування стандартів передачі медичних даних в телемедичних системах / Худякова Л.А., Шуляк В. А. // Електроніка та зв'язок. Тематичний випуск «Електроніка та нанотехнології». – 2009. – №2. – С. 203-205.
16. DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine): [Електронний ресурс] / Режим доступу: <http://dicom.nema.org>
17. Тревис Дж. LabVIEW для всех: пер. с англ. Клушин Н.А. М.: ДМК Прес; ПриборКомплект, 2005. 544 с.
18. Климентьев К.Є. Основы графического программирования в среде LabVIEW: [навч. посібник] / Климентьев К.Є. – Самара: Самар. держ. аерокосм. ун-т., 2003 – 79 с
19. Климентьев К.Є. Основы графического программирования в среде LabVIEW: [навч. посібник] / Климентьев К.Є. – Самара: Самар. держ. аерокосм. ун-т., 2003 – 79 с.
20. Використання віртуальних приладів LabVIEW / Жарков Ф. П., Каратаєв В.В., Никифоров В.Ф., Панов В.С. – М.: Солон-Р, 1999. – 268 с.

21. Bitter R. LabView Advanced Programming Techniques, Second Edition / R. Bitter, T. Mohiuddin, M. Nawrocki. – Boca Raton: 2nd Edition, 2006. – 520 с.
22. Обработка и анализ цифровых изображений с примерами на LabVIEW IMAQ Vision / Ю.В.Визильтер, С. Ю.Желтов, В.А.Князь, А.Н.Ходарев, А.В.Моржин. М.: ДМК Пресс, 2007. 464 с.
23. Р. Гонсалес, Р. Вудс. Цифровая обработка изображений. Перевод с английского под ред. П.А. Чочиа. М., ТЕХНОСФЕРА, М., 2005.-1070с.
24. Calling a Dynamic Link Library (DLL) from LabVIEW [Электронный ресурс]. – 2018. – Режим доступа до ресурсу: <https://knowledge.ni.com/KnowledgeArticleDetails?id=kA00Z0000019Ls1SAE&l=en-US>
25. Лупів С.Ю. LabVIEW в прикладах і задачах: [навч.-метод. матеріали] / Лупів С.Ю., Муякшін С.І., Шарков В.В. – Нижній Новгород: Нижегородський держ. ун-т. ім. Н.І. Лобачевського, 2007. – 101 с.
26. Пейч Л.І. LabView для новачків і фахівців / Пейч Л.І., Точилін Д.А., Поллак Б.П. – М.: Гаряча лінія – Телеком, 2004. – 384.
27. LabVIEW user manual. Part number 323427A-01. – National Instruments, 2003.
28. LabVIEW help. Part Number 370117D-01. – National Instruments, 2004.
29. Тревіс Дж. LabVIEW для всіх / Джеффри Тревіс; [пер. з англ. Н. А. Клушин]. – М.: ДМК Пресс, 2005. – 544 с.
30. Виноградова Н.А. Розробка прикладного програмного забезпечення в середовищі LabVIEW: [навч. посібник] / Виноградова Н.А., Лістратов Я.І., Свиридов Є.В. – М: Видавництво МЕІ, 2005. – 47 с.
31. Візільтер Ю.В. Обробка та аналіз цифрових зображень з прикладами на LabVIEW і IMAQ Vision / Візільтер Ю.В., Желтов С.Ю. Князь В.А. - М.: ДМК Пресс, 2008. - 464 с.
32. NI IMAQ Vision concept manual. Part number 322916B-01. – National Instruments, 2003.

33. Installing National Instruments Vision Acquisition Software [Електронний ресурс]. – 2015. – Режим доступу до ресурсу: https://www.diffraction.com/IMAQ_install.php.
34. Klinger T. Image processing with LabVIEW and IMAQ Vision. – Prentice Hall, 2003. – 319 p.
35. Цифрова обробка зображень в інформаційних системах: навч. посіб. / [Грузман І.С., Киричук В.С., Косих В.П., Перетягін Г.І., Спектор А.А.]. - Новосибірськ: Вид-во НГТУ, 2003. - 352 с.
36. Фісенко В.Т. Комп'ютерна обробка і розпізнавання зображень: [навч. посібн.] / Фісенко В.Т., Фісенко Т.Ю.. - СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. - 192 с.
37. LabVIEW User Manual. Image Processing: [Електронний ресурс] / Режим доступу: <http://catalogue.pearsoned.co.uk/samplechapter/0130474150.pdf>.
38. Б. Яне. Цифрова обробка зображень: [перекл. з англ.] - М.: Техносфера, 2007. - 584с.
39. Дружинін Є. А. Обробка та розпізнавання зображень в системах автоматизованого проектування: [навч. посібн.] / Дружинін Є. А., Погудина О. К., Бабак І. Н., Губарєв А. В. - Х.: ХАІ, 2011. - 51 с.
40. Gonzalez, R. C. Digital Image Processing [Electronic resource] / R. C. Gonzalez, R. E. Woods. – Prentice Hall, 2002. – Available at: http://users.dcc.uchile.cl/~jsaavedr/libros/dip_gw.pdf
41. Фісенко В.Т. Комп'ютерна обробка і розпізнавання зображень: [навч. посібн.] / Фісенко В.Т., Фісенко Т.Ю.. - СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. - 192 с.
42. LabVIEW User Manual. Image Processing: [Електронний ресурс] / Режим доступу: <http://catalogue.pearsoned.co.uk/samplechapter/0130474150.pdf>.
43. Б. Яне. Цифрова обробка зображень:[перекл. з англ.] - М.: Техносфера, 2007. - 584с.

44. Дружинін Є. А. Обробка та розпізнавання зображень в системах автоматизованого проектування: [навч. посібн.] / Дружинін Є. А., Погудина О. К., Бабак І. Н., Губарєв А. В. - Х.: ХАІ, 2011. - 51 с.
45. Шкурат О. С. Алгоритми обробки зображень для дослідження 3-D моделей в медицині / Шкурат Оксана Сергіївна – Київ, 2015. – 106 с.
<http://bmc.fbmi.kpi.ua/uploads/diplom/shkurat-oksana-sergiivna.pdf>
46. Mirror transformation as a method of prototyping in rehabilitation engineering / А.В. Соломін, А.Б. Репало. Modern engineering and innovative technologies. – Karlsruhe, Germany, 2018. – v.1, i.3. – p.50-54.
47. Реализация в программной среде NI LabVIEW автоматизированной системы статистической обработки биомедицинской информации / А.В. Соломін, Л.В. Матвиенко, А.Б. Репало. Modern scientific researches. – Yornat PE, Minsk, Belarus, 2018. – v.1, i.3. – p.20-24.
48. Реалізація в програмному середовищі NI LabVIEW 3-вимірного фільтру Гаусса для 3D-моделювання / Ю.В. Антонова-Рафі, А.В. Соломін, А.Б. Репало. Містобудування та територіальне планування, 2018, вип.68, с.423-429